

Kleber Parada

**ESTUDO ELETROMIOGRÁFICO DOS MÚSCULOS BÍCEPS DA
COXA (CABEÇA LONGA), SEMITENDÍNEO E GASTROCNÊMIO
(CABEÇA LATERAL), DURANTE TESTES DE CONTRAÇÃO
ISOMÉTRICA.**

Dissertação apresentada à Faculdade de
Odontologia de Piracicaba, da Universidade
Estadual de Campinas, para obtenção do
Título de Mestre em Biologia Buco-Dental.

Piracicaba – S.P.

2002

i

Kleber Parada

ESTUDO ELETROMIOGRÁFICO DOS MÚSCULOS BÍCEPS DA COXA (CABEÇA LONGA), SEMITENDÍNEO E GASTROCNÊMIO (CABEÇA LATERAL), DURANTE TESTES DE CONTRAÇÕES ISOMÉTRICAS.

Dissertação apresentada à Faculdade de Odontologia de Piracicaba da Universidade Estadual de Campinas, para obtenção do Título de Mestre em Biologia Buco-Dental.

Orientadora: Prof^a. Dr^a. Darcy de Oliveira Tosello

Co-Orientador: Prof. Dr. Mauro Gonçalves

BANCA EXAMINADORA:

Prof^a. Dr^a. Darcy de Oliveira Tosello

Prof.Dr. Álvaro Augusto Marin

Prof.Dr. Mathias Vitti

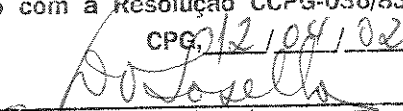
Piracicaba – S.P.

2002

ii

Este exemplar foi devidamente corrigido, de acordo com a Resolução CCPG-036/83

CPG, 12/08/02


Assinatura do Orientador

UNICAMP
BIBLIOTECA CENTRAL
SEÇÃO CIRCULANTE

71622200942

DADE 30
CHAMADA UNICAMP
P211e
EX
MBO BCI 49186
OC 16.837/02
DX
ECO R\$ 11,00
TA
CPD

CMOQ167762-2

B ID 241017

Ficha Catalográfica

P211e Parada, Kleber.
Estudo eletromiográfico dos músculos bíceps da coxa (cabeça longa), semitendíneo e gastrocnêmio (cabeça lateral), durante testes de contrações isométricas. / Kleber Parada. -- Piracicaba, SP : [s.n.], 2002.
ix, 84f. : il.

Orientadores : Prof^a Dr^a Darcy de Oliveira Tosello,
Prof. Dr. Mauro Gonçalves.

Dissertação (Mestrado) – Universidade Estadual de Campinas,
Faculdade de Odontologia de Piracicaba.

1. Eletromiografia. 2. Fadiga. 3. Exercício isométrico. I. Tosello, Darcy de Oliveira. II. Gonçalves, Mauro. III. Universidade Estadual de Campinas. Faculdade de Odontologia de Piracicaba. IV. Título.

Ficha catalográfica elaborada pela Bibliotecária Marilene Girello CRB/8-6159, da Biblioteca da Faculdade de Odontologia de Piracicaba - UNICAMP.



FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE PIRACICABA
UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS



A Comissão Julgadora dos trabalhos de Defesa de Tese de MESTRADO, em sessão pública realizada em 15 de Fevereiro de 2002, considerou o candidato KLEBER PARADA aprovado.

1. Profa. Dra. DARCY DE OLIVEIRA TOSELLO

A handwritten signature in cursive script, reading "Darcy de Oliveira Tosello", written over a horizontal line.

2. Prof. Dr. ALVARO AUGUSTO MARIN

A handwritten signature in cursive script, reading "Alvaro Augusto Marin", written over a horizontal line.

3. Prof. Dr. MATHIAS VITTI

A handwritten signature in cursive script, reading "Mathias Vitti", written over a horizontal line.

DEDICATÓRIA

À

Maria Letícia de Oliveira Parada e Karolina de Oliveira Parada

Minha esposa que em todos os momentos esteve ao meu lado, me incentivando a ser perseverante neste caminho e me presenteou com o bem mais importante da vida, nossa filha, que nasceu no meio deste processo e me fez, ainda mais, ter força para conseguir meus objetivos, sem vocês não teria conseguido.

Muito obrigado por fazer parte da minha vida, **amo vocês**.

AGRADECIMENTO ESPECIAL

Ao Prof.Dr. Mauro Gonçalves

Sua participação foi fundamental, para que eu pudesse desenvolver meu estudo de forma segura e tranqüila; sempre de portas abertas, me respeitando como profissional, mostrando os caminhos que devia seguir e direcionando o trabalho de forma simples e objetiva.

Poucos professores tem a obstinação e fidelidade ao trabalho como você, espero que continue assim, pois são essas pessoas que engrandecem a pesquisa no país e que, por sorte talvez, atravessam nossa vida.

Quero agradecer tudo que fez por mim e que tudo isso retorne em dobro para você, que Deus o abençoe.

AGRADECIMENTOS

A **Deus** em especial, por me dar proteção e saúde, permitindo assim tornar este trabalho uma realidade.

À Prof^a. Dr^a. **Darcy de Oliveira Tosello**, Coordenadora do programa de Pós-Graduação em Biologia Buco-Dental, pela orientação e incentivo à pesquisa dedicada durante a realização deste trabalho.

Ao Prof. Dr. **Mathias Vitti**, pela presença constante em todas as etapas do trabalho, corrigindo e incentivando sempre.

Ao Prof. Dr. **Álvaro Augusto Marin**, pelo incentivo à pesquisa e pela presença sempre que precisei.

À Prof^a. Dr^a. **Simone Cecílio Hallak Regalo**, pela amizade e ajuda em todos os momentos.

Ao saudoso Prof. Dr. **Carlos Roberto Hoppe Fortinguera**, que me recebeu de braços abertos no Programa de Pós-Graduação em Biologia Buco-Dental, nível de Mestrado, do qual na época, era coordenador.

Aos docentes do programa de mestrado em Biologia Buco-Dental, pelos ensinamentos recebidos.

À **Faculdade de Odontologia de Piracicaba - UNICAMP**, na pessoa do DD. Diretor Prof. Dr. Antonio Wilson Sallum, por me dar a oportunidade de realizar minha pesquisa de mestrado.

À **Universidade de Ribeirão Preto - UNAERP**, pela autorização para realizar a parte experimental desta pesquisa no LAPIBE (Laboratório de Psicologia e Biomecânica do Esporte).

À **Universidade Estadual de São Paulo - UNESP- Rio Claro**, por permitir utilizar suas instalações e seus profissionais no meu trabalho.

À **Universidade de São Paulo - USP- Ribeirão Preto**, por permitir utilizar suas instalações e seus profissionais no meu trabalho.

À todas as voluntárias que participaram deste trabalho, sem as quais não teria conseguido realizá-lo: **Luciane, Luíza, Denise, Ana Rita, Renata, Ana Lúcia, Janaína, Flávia, Camila e Érika**, e as que participaram, mas as coletas não foram analisadas por algum motivo.

À **Andréia Cunha Monacci**, pela amizade e grande ajuda na análise estatística.

Ao Prof. Dr. **Peterson Antunes Campos**, Coordenador do curso de Educação Física da UNAERP, pelo apoio, incentivo e amizade.

A todos os professores do curso de Educação Física da UNAERP, pelo apoio e amizade durante esses últimos anos de convivência.

A todas as pessoas que colaboraram de maneira direta ou indireta durante a realização do mestrado.

ÍNDICE

| | pág. |
|---|------|
| LISTA DE ILUSTRAÇÕES | 1 |
| LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS..... | 3 |
| RESUMO | 5 |
| ABSTRACT | 6 |
| 1-INTRODUÇÃO | 7 |
| 2- PROPOSIÇÃO..... | 11 |
| 3- REVISÃO DE LITERATURA | 12 |
| 3.1 – músculos posteriores da coxa: funções | 12 |
| 3.2 – Aplicações desportivas dos flexores do joelho | 16 |
| 3.3 – Precauções a serem observadas a fim de prevenir lesões .. | 19 |
| 3.4 – Exercícios executados corretamente e erros mais comuns . | 27 |
| 3.5 – Força muscular | 30 |
| 3.6 – Treinamento de força | 35 |
| 3.7 – Treinamento isotônico x isométrico | 39 |
| 3.8 – Diferença no treinamento de força: homem x mulher | 42 |
| 3.9 – Limiar de fadiga | 45 |
| 4- MATERIAL E MÉTODO | 48 |
| 4.1 – Características dos voluntários | 48 |
| 4.2 -Localização dos eletrodos para captação de sinais | 49 |
| 4.3 – Módulo para aquisição de sinais biológicos | 51 |
| 4.3.1 – Calibração | 51 |
| 4.4 – Teste isométrico..... | 53 |
| 4.5 – Tratamento estatístico..... | 55 |
| 5- RESULTADOS | 56 |
| 6- DISCUSSÃO | 65 |
| 7- CONCLUSÕES..... | 71 |
| REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS | 72 |
| ANEXO ..A..... | 81 |
| ANEXO ..B..... | 82 |
| ANEXO ..C..... | 83 |

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

pág.

| | |
|--|----|
| Figura 1- Posicionamento dos eletrodos de superfície sobre os músculos semitendíneo (A), bíceps da coxa (cabeça longa) (B) e gastrocnêmio (cabeça lateral) (C), no lado dominante..... | 50 |
| Figura 2- Módulo de aquisição de sinais biológicos. | 52 |
| Figura 3- Posição inicial para contração isométrica nos diferentes percentuais de carga, com flexão de joelho a 90º..... | 54 |
| Figura 4- Registros eletromiográficos representativos do músculo semitendíneo (SEMIT), bíceps da coxa (cabeça longa) (BCCL) e gastrocnêmio (cabeça lateral) (GN-CL), durante a contração isométrica frente à carga de 50% da máxima. | 56 |
| Figura 5- Registros eletromiográficos representativos do músculo semitendíneo (SEMIT), bíceps da coxa (cabeça longa) (BCCL) e gastrocnêmio (cabeça lateral) (GN-CL), durante a contração isométrica frente à carga de 60% da máxima. | 57 |
| Figura 6- Registros eletromiográficos representativos do músculo semitendíneo (SEMIT), bíceps da coxa (cabeça longa) (BCCL) e gastrocnêmio (cabeça lateral) (GN-CL), durante a contração isométrica frente à carga de 70% da máxima. | 58 |

| | |
|---|------------|
| Tabela 1- Correlação entre o sinal eletromiográfico e o número de coletas em função do tempo $r(\text{RMS} \times \text{tempo})$, coeficiente de inclinação $\theta(\mu\text{V/rep})$ e estimativa do limiar de fadiga eletromiográfico (EMG_{LF}) dos músculos semitendíneo (SEMIT), bíceps da coxa (cabeça longa) (BCCL) e gastrocnêmio (cabeça lateral) (GN-CL), no movimento de flexão de joelho, com cargas de 50%, 60% e 70% da carga máxima (CM), durante contração isométrica por 1 minuto..... | pág. 59 |
| Figura 7- Retas representativas da correlação entre o número de coletas com a intensidade da RMS para os músculos semitendíneo durante a contração isométrica frente às cargas de 50% (a), 60% (b) e 70% (c) da carga máxima e reta para identificação do limiar de fadiga eletromiográfico (d)..... | 62 |
| Figura 8- Retas representativas da correlação entre o número de coletas com a intensidade da RMS para o músculo bíceps da coxa (cabeça longa) durante a contração isométrica frente às cargas de 50% (a), 60% (b) e 70% (c) da carga máxima e reta para identificação do limiar de fadiga eletromiográfico (d)..... | 63 |
| Figura 9- Retas representativas da correlação entre o número de coletas com a intensidade da RMS para o músculo gastrocnêmio (cabeça lateral) (GN-CL) durante a contração isométrica frente às cargas de 50% (a), 60% (b) e 70% (c) da carga máxima e reta para identificação do limiar de fadiga eletromiográfico (d)..... | 64 |

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

EMG – Eletromiografia

RMS – Root mean square (Raiz Quadrada da Média)

μV – Microvolts

EMG_{LF} – Limiar de fadiga eletromiográfico

CRAC – Contrair-relaxar-antagonistas-contração

N – Newtons

$F = m \cdot a$ – Força = massa x aceleração

1-RM – Uma repetição máxima

IEMG – Eletromiografia integrada

CVM – Contração voluntária máxima

COMET – Comitê de ética

Hz – Hertz

A/D – Analógico digital

GMC – Geraldo Maia Campos

r – Coeficiente de correlação

θ – Coeficiente de inclinação

rep. – Repetição

CM – Carga máxima

SEMIT – Semitendíneo

BCCL – Bíceps da coxa (cabeça longa)

GN-CL – Gastrocnêmio (cabeça lateral)

RESUMO

O presente estudo teve por objetivo analisar por meio da eletromiografia, um protocolo de teste de um minuto de contrações isométricas, dos músculos semitendíneo, bíceps da coxa (cabeça longa) e gastrocnêmio (cabeça lateral) a 90 graus de flexão de joelho. Foram submetidos a este experimento dez (10) voluntários, do sexo feminino com idade variando de 18 a 29 anos, sem antecedentes de doenças músculo-esqueléticas, todos universitários e ex-universitários do curso de educação física, não sedentários, de antropometria semelhante. Previamente ao teste proposto, foi realizado um teste da carga máxima (1-RM) onde se utilizou 50%, 60% e 70% da mesma, na perna dominante. O voluntário estava posicionado em decúbito ventral numa mesa denominada “Leg Curl” (Body Solid®), com o joelho flexionado a 90°, onde permaneceu em contração isométrica durante 1 minuto, sendo que a cada 5 segundos, um registro eletromiográfico era coletado. Para cada teste, em cada carga foi realizado um sorteio desta para garantir a aleatoriedade da carga inicial e das próximas que seriam sustentadas. O teste consistiu na contração isométrica durante 1 minuto, contra uma carga de 50%, 60% e 70% da máxima obtida. Houve um intervalo de repouso entre os três testes de 30 minutos e todos os testes foram realizados no mesmo dia. Por meio dos resultados obtidos verificou-se a relação crescente da atividade dos músculos semitendíneo, bíceps da coxa (cabeça longa), e gastrocnêmio (cabeça lateral) em função do tempo, o que permitiu concluir que o teste proposto, apresentou-se confiável como modelo para o desenvolvimento da fadiga e para sua interpretação por meio da eletromiografia.

Palavras-chaves: Eletromiografia; fadiga; ísquiotibiais; contração isométrica.

ABSTRACT

The aim of the present study was to analyze electromyographically a one minute test protocol of isometric contractions of the following muscles semitendineous, biceps femuris (long head) and gastrocnemius (lateral head) at 90° of knee flexion. Ten female volunteers aged 18 to 29 have been tested. All volunteers had no signs of muscular-skeletal diseases and all reported regular physical activity. All volunteers had similar anthropometry. Prior to the proposed test, a maximal load (1-RM) test was performed, where it was used 50%, 60% and 70% of it, on the dominant leg. The volunteer was in a ventral decubital position on a "Leg Curl" table (Body Solid®), with the knee at 90° inclination, and remained in isometric contraction for one minute where at every 5 seconds an electromyographic register was made. A random selection of loads was used for each test. The test consisted of an isometric contraction during 1 minute with a 50%, 60% and 70% load of the maximal obtained. There was a rest interval of 30 minutes among the 3 tests and all them were done on the same day. Based on the results obtained it was verified a gradually increasing of the muscular activity of the semitendineous, biceps femuris (long head) and gastrocnemius (lateral head) due to the time, it can be concluded that the proposed test is reliable as a model for the development of fatigue and its interpretation by means of electromyography.

Key words: Electromyography, fatigue, hamstrings, isometric contractions.

1- INTRODUÇÃO

Com a vontade do ser humano em conhecer melhor suas capacidades físicas e o desenvolvimento do aparelho locomotor, alguns autores em razão da história, decidiram realizar alguns estudos, onde a curiosidade se fazia presente. Chegaram então, ao conhecimento do músculo e suas funções e, até hoje cientistas conceituados, como BASMAJIAN & DE LUCA (1985); SOUZA (1998), entre outros, ainda dedicam boa parte da vida aos estudos deste aparelho.

No século passado, mais especificamente na década de 1980, nos voltamos à eletromiografia, que no conceito de PORTNEY (1993) apud O'SULLIVAN & SCHMITZ (1993) é *"... essencialmente, o estudo da atividade da unidade motora"*. Para BASMAJIAN & DE LUCA (1985), *"... é o estudo da função muscular, através da averiguação do sinal elétrico que emana do músculo."*

Sabe-se que o estudo eletromiográfico, proporciona uma fonte excelente de informações para movimentos restritos, mas sua interpretação mais significativa, vem acompanhada de dados sincronizados de um treinamento com pesos da musculatura estudada, no caso os músculos bíceps da coxa (cabeça longa), semitendíneo e gastrocnêmio (cabeça lateral).

GONÇALVES (1991), afirma que o ser humano durante períodos de treinamentos ou exercícios terapêuticos, passa a se defrontar com exigências que lhe são impostas para a melhoria de sua força ou de sua resistência, podendo ser limitado no seu desempenho pelas estruturas anatômicas, assim como pelas respostas neuromusculares intrínsecas e aprendidas anteriormente.

O conceito de isometria, é a forma de contração muscular na qual o tamanho das fibras musculares permanece constante (não há deslocamento segmentar) e durante a qual só a tensão muda; enquanto isotônica (dinâmica) é a contração muscular do tipo concêntrica ou excêntrica, contra uma resistência constante através de uma amplitude inteira do movimento (BARBANTI, 1994).

O treinamento da contração muscular pela musculação, diz DANTAS (1995), é um dos métodos de treinamento que melhor atende ao princípio da especificidade, o que o coloca em lugar de destaque no treinamento de atletas de nível competitivo alto, além de produzir resultados em pouquíssimo tempo.

Os trabalhos realizados utilizando-se as contrações isotônicas excêntricas absolutas, por seu alto grau de exigência sobre a musculatura, são os mais eficazes para o desenvolvimento da força, segundo DANTAS (1995).

SETTINERI (1988) sugere que poderíamos analisar a ação destes músculos nos diferentes exercícios pela importância no desenvolvimento de atletas que se dedicam aos exercícios que exigem a ação combinada da flexão do joelho e extensão do quadril (marcha, marcha em ladeira, corrida, saltos, saltos em distância e saltos em altura).

A importância fundamental que os músculos extensores da coxa possuem, para a posição ereta e para a locomoção, explica a enorme força contrátil deste grupo muscular (WEINECK, 1986), e o autor complementa salientando que nos esportes, estes músculos participam de forma decisiva nos movimentos de aceleração precedidas pela flexão da coxa, como por exemplo durante a passagem da posição de cócoras para a posição ereta, nos

levantadores de pesos. Também desempenham importante papel nos movimentos destinados a amortecer os impactos (por exemplo, nos movimentos que amortecem os saltos para baixo, como no caso dos esquiadores).

McARDLE et al. (1992), descrevem um estudo onde o treinamento de força isométrica e força isotônica do músculo adutor do polegar, resultam numa melhora das condições de força em ambos os treinamentos. Mas a força máxima do grupo treinado isometricamente aumentou quase duas vezes em relação ao treinado isotonicamente, enquanto esse teve a velocidade de desenvolvimento da força aumentada em 70% maior que no grupo que treinou isometricamente.

Na maioria dos esportes onde se utiliza força de membros inferiores, estes exercícios têm sido realizados com a ajuda de aparelhos como a bicicleta ergométrica, mesa flexora e “steps” dentre outros, entretanto, sua utilização se baseia mais em métodos e indicações empíricas, uma vez que quase não existem na literatura estudos sobre a atuação dos músculos de membro inferior nos exercícios nele realizados, relata SANT’ANNA (1988).

Na busca de maior eficiência de movimento para treinamento ou reabilitação, o corpo produz mecanofisiologicamente, mecanismos de compensação, tentando economizar energia, modificando seus raios, seu centro de massa, tendendo sempre haver uma conservação dos momentos produzidos em cada gesto. Deve-se salientar, pois, o fato de o ser humano se constituir de alavancas com predominâncias interpotentes, exigir sempre um gasto energético maior para deslocar seus segmentos (DENADAI, 2000).

Assim sendo, este trabalho visa o estudo dos músculos bíceps da coxa (cabeça longa), semitendíneo e gastrocnêmio (cabeça lateral), já que atuam diretamente e ajudam a estabilizar a articulação do joelho, além de ser fundamental em alguns esportes, onde se precisa de um ganho de força, como por exemplo corridas em distância, corridas de velocidade, voleibol, futebol e karatê.

2- PROPOSIÇÃO

O presente estudo tem por objetivo analisar por meio da eletromiografia, um protocolo de teste de um minuto de contrações isométricas, dos músculos semitendíneo, bíceps da coxa (cabeça longa) e gastrocnêmio (cabeça lateral) a 90 graus de flexão de joelho e verificar se há uma correlação crescente ou decrescente da atividade desses músculos em função do tempo.

3- REVISÃO DE LITERATURA

3.1- MÚSCULOS POSTERIORES DA COXA : FUNÇÕES.

As funções do membro inferior, segundo O'RAHILY (1985), teriam como especialização: suportar peso, adaptação à gravidade e locomoção.

O bíceps da coxa (cabeça longa), músculo longo e potente, está situado na região posterior da coxa, sobre o seu lado externo. É formado, por duas cabeças, uma longa e outra curta. Tem origem na parte mais externa e mais elevada da tuberosidade do ísquio por um tendão longo e possante que lhe é comum com o do semitendíneo, e sua porção curta mascarada pela anterior, se insere sobre o fêmur ao nível da parte inferior do lábio externo da linha áspera e sobre um septo aponeurótico intermuscular externo. Sua inserção, por meio de um tendão longo comum e cilíndrico que se fixa sobre a cabeça da fíbula e por algumas expansões fibrosas sobre a tuberosidade externa da tíbia, descrito por SETTINERI (1988), e tendo como suas principais funções a extensão e a rotação externa da coxa e flexão da perna sobre a mesma.

Os músculos da face posterior da coxa, ou músculos ísquiotibiais, exercem funções principalmente dinâmicas,(WEINECK ,1986), por isso , são mais diferenciados que os extensores do joelho, dotados de função primordialmente estática, visando a estabilidade.

A maioria dos movimentos da pelve tem a finalidade de orientá-la para facilitar ou ampliar os movimentos do tronco ou das extremidades inferiores (SETTINERI, 1988).

Segundo RASH (1991), a articulação de joelho, tipicamente classificada como uma sinovial em dobradiça é a maior e mais complexa articulação do corpo. É vulnerável em atletas e supostamente, também, em não atletas; o que vem ao encontro das afirmações de SETTINERI (1988), que ainda sugere a evolução desta, a partir de três articulações diferentes: entre os côndilos internos e externos do fêmur e da tíbia e entre a patela e o fêmur.

O'RAHILY (1985), descreve que os músculos isquiotibiais são os principais extensores da coxa e flexores da perna; se originam na sua maior parte no tubérculo isquiático, cruzam duas articulações, possuem inserções tanto ósseas, quanto fasciais e ligamentosas e são supridos, pela parte tibial do nervo isquiático .

Para RASH (1991), os músculos isquiotibiais têm suas duas origens separadas, cada uma com uma inervação distinta, é ativo na extensão habitual do quadril, ao passo que os músculos semimembráceo e semitendíneo são ativos na extensão contra resistência.

O músculo bíceps da coxa (cabeça longa) sofre um grande número de trações na tuberosidade do ísquio, talvez em consequência da incoordenação das ações das fibras que compõem os dois músculos.

MARKEE (1955) apud RASH (1991), sugeriu que os músculos biarticulares, podem atuar numa extremidade sem influenciar a outra, essa

hipótese também foi constatada por BASMAJIAN & DE LUCA (1985). A regra geral sobre um músculo biarticular é que ele traciona seus tendões não seletivamente em direção ao ventre do músculo, deste modo influenciando ambas as articulações.

Um músculo biarticular não pode atuar como um músculo monoarticular, sem o auxílio de outros músculos, a menos que uma das ações musculares seja estabilizada por outros músculos.

O efeito cinético do músculo sobre a 2ª articulação é diminuído. RASH (1991), ainda descreve que durante algumas combinações de ações articulares, os movimentos criados por músculos biarticulares são mais eficientes como se fossem criadas por músculos monoarticulares. O trabalho de ELFTMAN (1940) apud RASH (1991), estima um dispêndio de energia por músculos bi e monoarticulares para realizar essa tarefa em 2,61 e 3,97 cavalos de força, respectivamente. A execução por músculo biarticular representa uma economia de energia superior a 34%. As ações de correia de transmissão e de polia são características atribuídas a músculos biarticulares porque esses não podem causar uma amplitude total de movimentos simultaneamente em ambas as articulações sobre as quais atuam.

Um exemplo como no movimento preparatório de um chute de karatê, sugerido pelo mesmo autor, mostra que, quando o quadril e o joelho se fletem simultaneamente, ou se estendem ao mesmo tempo como na fase de ataque do chute, o músculo se contrai mas não perde tanto de seu comprimento, quanto 2 músculos monoarticulares perderiam se executassem a mesma ação, enquanto o

reto da coxa se encurta numa extremidade para fletir o quadril, ele se alonga distalmente quando o joelho se flete, este é um exemplo do padrão de movimento convergente com referência à contração muscular.

No padrão de movimento em contracorrente, um músculo biarticular de um par antagonista se encurta em ambas as extremidades enquanto o outro se alonga. A flexão do quadril e extensão do joelho simultaneamente, encurtam o reto da coxa em ambas as extremidades, enquanto alongam os isquiotibiais em ambas as extremidades.

As ações musculares dos flexores da coxa, descritos por SETTINERI (1988), diz que o bíceps da coxa (cabeça longa) é um músculo muito forte que age energicamente sobre a flexão da perna sobre a coxa, ao mesmo tempo que ele produz um movimento de rotação do membro quando a perna estiver mais fletida. O semitendíneo é também um flexor poderoso da perna sobre a coxa, além disso ele é rotador medial da perna como o grácil, é portanto, deste ponto de vista o antagonista do bíceps da coxa (cabeça longa). Chamamos a atenção para o fato de que a ação de rotação provocada pelo bíceps da coxa (cabeça longa) é muito mais poderosa. Estes músculos, mais a combinação dos antagonistas que são o quadríceps, formam ligamentos ativos importantes para a imobilização da articulação, pois sem esta fixação, quando um traumatismo violento ocorre, com falta de vigilância desse aparelho muscular, produz-se o entorse do joelho.

3.2- APLICAÇÕES DESPORTIVAS DOS FLEXORES DO JOELHO.

O papel dos músculos flexores da perna em aplicações desportivas ou não, são de fundamental importância e desempenham papel considerável no mecanismo da marcha, da corrida, do salto, isto é, em todos os modos de locomoção (SETTINERI, 1988). Poderíamos assim analisar a ação desses músculos nos diferentes exercícios, mostrando o interesse desse estudo e a importância do seu desenvolvimento nos atletas que se dedicam aos exercícios que exigem a ação combinada da flexão da perna e extensão da coxa (marcha, marcha em ladeira, corrida, saltos, saltos em distância, saltos em altura), os músculos isquiotibiais são muito importantes na atividade atlética.

WEINECK (1986), comenta que os músculos isquiotibiais, são altamente suscetíveis aos traumatismos, pelo fato de transporem duas articulações e de exercerem funções freqüentemente antagônicas no decorrer de um mesmo movimento e tem a dupla função de provocar extensão da coxa e flexão do joelho; se analisarmos a arrancada na corrida, os músculos bíceps da coxa (cabeça longa), semitendíneo e semimembranáceo entram em contração quando a perna que sustenta o corpo é estendida pela ação dos músculos extensores da coxa; ao passo que a extensão do joelho resulta em distensão destes músculos. A ocorrência simultânea da contração e relaxamento podem levar a distensões musculares e a outros tipos de lesões, sobretudo se os exercícios de aquecimento e alongamento preliminar tiverem sido insuficientes. Durante a corrida são menos freqüentes as lesões musculares na perna que não

sustentam o peso do corpo, não obstante a semelhança dos mecanismos, porque a flexão do joelho é predominantemente passiva, quando o quadril se flete simultaneamente. Existe outro mecanismo típico que pode resultar em lesão muscular: trata-se da distensão exagerada dos músculos isquiotibiais, a qual se instala durante a flexão forçada, estando o joelho em extensão como no caso do futebol.

No salto em distância os músculos que determinam o deslocamento dos pés são os mesmos responsáveis pelo rendimento do corredor WEINECK (1986). A aterragem exige o treinamento específico dos músculos flexores da coxa, assim como da musculatura da parede abdominal. A resistência oferecida pelos músculos isquiotibiais na fase de alongamento dos mesmos, tende a reduzir a amplitude do movimento de flexão das coxas, portanto, torna-se imprescindível o treinamento específico deste músculo, consistindo em exercícios de alongamento, com o objetivo de melhorar o rendimento muscular.

A importância fundamental que os músculos extensores da coxa possuem para a posição ereta e para a locomoção explica a enorme força contrátil deste grupo muscular. No esporte esses músculos participam de forma decisiva nos movimentos de aceleração precedidos pela flexão da coxa, como na passagem da posição de cócoras para a posição ereta, nos levantadores de pesos e no caso dos saltos amortecidos dos esquiadores. (WEINECK 1986).

ARAÚJO FILHO (1994), admite que o músculo bíceps da coxa (cabeça longa), quando tencionado é capaz de, além de flexionar o joelho, girar a perna de maneira que o pé seja direcionado para fora (rotação). Os outros dois,

semitendíneo e semimembranáceo que se inserem também abaixo do joelho, porém na parte interna e, conseqüentemente juntos, são capazes de flexionar os joelhos e girar a perna de tal maneira que o pé seja direcionado para dentro (rotação medial).

Segundo WEINECK (1986), os músculos que promovem a extensão do joelho suportam o peso do corpo inteiro, ao passo que os flexores suportam apenas o peso dos membros inferiores, isto explica o predomínio dos extensores sobre a musculatura de flexão desses membros. Este maior desenvolvimento dos músculos extensores constitui condição imprescindível para a postura ereta e para marcha normal.

3.3 - PRECAUÇÕES A SEREM OBSERVADAS A FIM DE PREVENIR LESÕES.

RASH (1991), cita que a diferença de força muscular entre os músculos extensores da perna não deve ser maior que 10% sobre os músculos flexores.

As lesões musculares em consequência da atividade física exaustiva não podem ser inteiramente eliminadas, mas com técnicas de treinamento apropriadas sua frequência é bastante reduzida.

SOLOMON & MICHELI (1986) apud RASH (1991), afirmam que nunca é demais repetir um princípio, onde com o uso repetido da mecânica corporal deve-se fortalecer os músculos compensadores, produzindo assim equilíbrio no músculo esquelético, tendendo a reduzir o número de lesões, ao passo que a repetição de quaisquer técnicas que criem desequilíbrio muscular tende a aumentá-lo. No último caso o músculo geralmente se rompe em seu ponto mais fraco.

Outro princípio importante e fundamental antes de se começar um exercício é o alongamento que previne lesões, tais como distensões musculares, pois um músculo forte se previamente alongado resiste melhor as tensões do que um músculo forte e não alongado, além de facilitar atividades de desgaste tais como, corrida, esqui, tênis, natação, ciclismo, na medida que prepara o corpo para a atividade; fazer alongamento nestas situações é como sinalizar para os músculos que estão prestes a serem utilizados adverte ANDERSON (1983).

SÖLVEBORN (1982), faz menção ao treinamento típico dirigido somente à força onde já foi demonstrado que um simples exercício de treinamento de força diminui a flexibilidade de 5 a 13% durante 48 horas no mínimo.

Músculos como os de sustentação, chamados de posturais, especialmente os extensores, músculos da parte posterior da coxa, parte interna da virilha, panturrilha e flexores do quadril contém mais estruturas de tecido conjuntivo, e por isso, têm a maior tendência a ficar tensos como afirma ANDERSON (1983). Exercícios de alongamento são muito úteis para aumentar a flexibilidade, além de ser de grande valia como medida preventiva a lesões.

Além de prevenir lesões a flexibilidade está diretamente relacionada ao rendimento. Uma boa flexibilidade significa melhores condições de trabalho mecânico de todo o aparelho motor. A maior flexibilidade faz com que a força muscular seja mais efetiva durante um período maior, possibilitando uma maior velocidade de movimento e um melhor pique. Sabe-se também que para o treinamento de força é melhor maior flexibilidade. Conforme demonstrou BILLIG (1951), os músculos que serão levemente alongados podem realizar contrações mais fortes. O método de alongamento, tencionar – relaxar – alongar, praticado simultaneamente proporciona algum treinamento de força para os músculos, e afirmou que a técnica usada para a tensão muscular (isométrica), foi mostrada como sendo o melhor método para desenvolver força, em comparação com outras formas de trabalho muscular.

Em resumo a maior flexibilidade conseguida através do alongamento melhora o desempenho – força, velocidade e precisão.

A melhor maneira de se evitar lesões, consiste em se equilibrar os exercícios de força e alongamento. Um treinamento orientado unicamente para a força como o levantamento de peso e o halterofilismo, tende a fazer com que os músculos se contraíam e enrijeçam, entretanto, quando o treinamento de força é combinado com exercícios de alongamento, ocorre um aumento no grau de mobilidade que se mantém até 48 horas após o término do treinamento. (SÖLVEBORN, 1982).

MOORE & HUTTON (1980), mostraram de forma semelhante, quando estudaram as três diferentes técnicas da flexão do quadril, que o método CRAC (contrair-relaxar-agonistas-contração), isto é, a contração máxima isométrica dos músculos (5 segundos) seguida pelo relaxamento e, depois alongamento dos músculos (9 segundos), simultaneamente, a contração não-máxima dos músculos do quadril, resultou em maior aumento da mobilidade. Os outros dois métodos deste estudo serão contrair – relaxar (tensão muscular – relaxamento – alongar) e o alongamento simples; foi demonstrada uma pequena relação entre EMG e o aumento da mobilidade (CRAC) que paralelamente, tiveram um registro EMG alto nos músculos flexores do quadril.

O alongamento relaxa a tensão e diminui o tônus muscular reduzindo a atividade eletromiográfica (De VRIES, 1966).

O alongamento acontece quando você mantém o músculo na posição estendida durante um espaço de tempo (por 10 a 30 segundos por exemplo) (SÖLVEBORN, 1982). Observe que o alongamento nunca substituirá o aquecimento da circulação regular. O alongamento complementa o aquecimento

no exercício, o qual, em qualquer condição de treinamento, deveria atingir as seguintes partes principais do corpo como: coração e pulmão, de preferência com o pulso acima de 100 batidas por minuto aumentando a temperatura muscular, o que favorece o alongamento.

Como podemos ver o aquecimento é outro fator imprescindível na realização de qualquer atividade física.

Segundo ZAKHAROV (1992), o aquecimento assegura a passagem do organismo do atleta do estado da tranquilidade relativa ao estado de trabalho, o que permite resolver efetivamente as tarefas de preparação durante a parte básica do treinamento.

A fundamentação fisiológica do aquecimento está ligado à superação da inércia própria dos sistemas do organismo humano, que não começam imediatamente a funcionar, com o crescimento do nível da atividade motora; é necessário algum tempo para que tais sistemas passem do estado de tranquilidade ao estado adequado de mobilização e coordenação recíproca. Assim, por exemplo, o volume do sangue por minuto, a ventilação pulmonar e o consumo de oxigênio atingem o nível máximo 3-5 minutos após o início do trabalho, por isso, o início de qualquer trabalho intensivo decorre em condições de hipóxia (falta de oxigênio), pois os órgãos de respiração e o sistema cardiovascular não podem assegurar de imediato o envio de oxigênio aos órgãos de trabalho nas quantidades necessárias. Por conseguinte, se um atleta participar da competição sem aquecimento, poderá chegar ao fim do exercício competitivo

sem revelar suas possibilidades, neste caso, o resultado desportivo será inferior ao seu potencial.

Em diversas modalidades esportivas, o caráter de aquecimento pode se distinguir substancialmente. Assim nas modalidades de velocidade e força prefere-se o aquecimento de caráter variável (alternando) com acelerações curtas de intensidade próxima da máxima, mas não no limite. Pode-se obter aumento substancial do efeito do aquecimento antes dos exercícios de velocidade e de força, combinando-os com diferentes fatores complementares de preparação (estimulação elétrica de certos grupos musculares, massagem). O tempo ótimo de prontidão para o início é o período entre o 6º e o 10º minuto após o aquecimento. (ZAKHAROV, 1992).

Para DANTAS (1995), o principal problema dos pesquisadores que contestam a eficiência de um aquecimento prévio, é que, via de regra, eles consideram como tal um trabalho sem a duração ou a intensidade suficiente para preparar o organismo para a atividade, onde poderia ocorrer esse ponto de discórdia, então, a definição de aquecimento para ele é *“o conjunto de atividades de diferentes formas que, mediante um volume e uma intensidade de trabalhos adequados, visam preparar o indivíduo para o desempenho de performance”* e afirma que deve ser executado objetivando-se atuar nos níveis orgânico, muscular, articular e psicológico, que divide em: ativo, passivo, mental e combinado.

O aquecimento contribui para aumentar o consumo de oxigênio, reduzindo, desta forma a dependência da performance aos processos anaeróbios

e para reduzir os níveis de ácido láctico encontrado após os exercícios. Para DANTAS (1995), os efeitos fisiológicos do aquecimento são apresentados sobre o organismo em:

- **Eficiência metabólica:** uma corrida leve de 15 a 20 minutos já é capaz de elevar a temperatura corporal a cerca de 39,5 a 40°C. Isso é importante, pois para cada grau de temperatura corporal a mais, a velocidade das reações metabólicas cresce 13%.
- **Regulação Sangüínea:** o movimento realizado com a mesma musculatura que será utilizada na performance, atuará sobre os mecanorreceptores, provocando vasodilatação nos músculos ativos e vasoconstrição nos músculos inativos.
- **Eficiência do SNC:** para cada grande aumento da temperatura corporal a velocidade de condução nervosa cresce cerca de 10%, além disso a atividade física melhora a sensibilidade dos proprioceptores aumentando a coordenação motora.
- **Profilaxia de Lesões:** o aquecimento protege o aparelho locomotor por diminuir as resistências plasmáticas e viscosas dos seus componentes ao mesmo tempo que aumenta a elasticidade muscular, a produção de líquido sinovial e espessura das cartilagens.
- **Redução do Tempo Necessário Para Atingir o Estado de Equilíbrio (Steady-State):** por estimular o sistema oxidativo e aumentar

precocemente a sua capacidade de produção de energia e aquecimento, o que possibilita ao atleta chegar ao estado de equilíbrio mais prontamente.

Segundo GOMES & ARAÚJO FILHO (1992), o aquecimento divide-se em 2 tipos: o geral e o específico. O geral ativa os grandes sistemas e aumenta a temperatura corporal, bem como facilita a vascularização geral, enquanto no especial os exercícios devem-se aproximar o máximo do conteúdo específico da sessão. Podemos citar benefícios deste tipo de aquecimento, com a melhoria da coordenação intra e inter-muscular, diminuição da viscosidade do líquido intersticial e também do líquido sinovial nas articulações. E ainda continua afirmando que de uma forma geral devemos iniciar os exercícios de forma crescente, ou seja, dos grupos musculares menores para os maiores.

A duração dependerá do conteúdo da sessão, bem como da temperatura ambiente:

- 1- início do aquecimento: 1-2 minutos.
- 2- Meio do aquecimento: mais ou menos 12 minutos.
- 3- Final do aquecimento: mais ou menos 25 minutos.
- 4- O início da atividade não deve ultrapassar o tempo de 15 minutos após o final do aquecimento.
- 5- Após 15 minutos inicia-se, o resfriamento, aos 40 minutos já não existe mais aquecimento.

O fortalecimento dos músculos isquiotibiais, além de melhorar a postura ereta e fazer parte da melhoria de performance em vários esportes e das exigências físicas da vida diária, ainda contribui com o equilíbrio muscular

atuante no joelho a fim de minimizar o número de lesões decorridas destas atividades.

3.4- EXERCÍCIOS EXECUTADOS CORRETAMENTE E ERROS MAIS COMUNS.

Como o presente estudo utilizou-se de uma mesa flexora como resistência mecânica, observa-se no seu uso como efeito de treinamento certas regras; além do conhecimento sobre a dinâmica da ação do músculo em si, “o exercício executado de forma errônea, pode provocar malefícios em vez dos benefícios que se desejam” (MUSSETI 1991).

É muito comum nos dias atuais encontrar-se aparelhos múltiplos, acoplados em máquinas de exercícios observando-se vários ângulos e posições sem o mínimo apoio e segurança.

A posição ideal para o exercício em mesa flexora, segundo ARAÚJO FILHO (1994), é o executante posicionar-se deitado em decúbito ventral, com o corpo todo apoiado sob o aparelho até o mais próximo possível da articulação do joelho. A articulação e perna devem estar fora do aparelho e o implemento de apoio para a execução encontra-se sob a articulação do tornozelo, em seu movimento o joelho deve ser fletido direcionando o calcanhar até o mais próximo da parte posterior da coxa e glúteos.

Os erros mais comuns, continua afirmando ARAÚJO FILHO (1994), na flexão de joelho, deitado no aparelho, observa-se em casos como: a elevação excessiva do quadril na execução do movimento, o que obriga o executante, a contrair excessivamente a musculatura posterior da coluna, principalmente da região lombar, isso normalmente acontece quando o peso é superior às

possibilidades de força do executante. Neste caso recomenda-se diminuí-lo, e se o problema continuar, o executante deve se posicionar de modo que sua região lombar seja protegida, isto é possível, criando um apoio na parte frontal do quadril, esse apoio pode ser propiciado pelo próprio mecanismo do aparelho, e caso seja impossível, pode-se colocar um colchonete enrolado, ou qualquer outro apoio, que proporcione quase que um “alongamento” da região lombar, procurando eliminar esta curvatura e assim aliviar a excessiva tensão na região.

Outro erro também observado na posição de decúbito ventral é o posicionamento do pescoço, dependendo do aparelho, obriga seu executante a manter o pescoço estendido com o queixo apoiado no aparelho, o que também leva toda a musculatura do dorso a contrair-se necessariamente. O que é recomendado, é que o pescoço permaneça o mais reto possível, para assim aliviar a coluna, e caso isto não seja possível é melhor que o executante apoie o seu rosto de lado no aparelho, pois assim também evita-se o problema.

É comum também, a queixa de alunos que sentem a sensação de que vão ter câibras, quando executam o exercício com o pé em flexão plantar, isso ocorre porque a flexão da perna, além de ser executada pelos músculos posteriores da coxa, também recebem ajuda dos músculos da panturrilha, especificamente os gastrocnêmios. Na posição de flexão plantar estes deixam de ajudar no movimento por estarem menos atuante, na articulação do joelho e portanto, apesar da sobrecarga, se intensificar na coxa, por outro lado leva consequentemente a este desconforto. O problema é facilmente resolvido, quando

realiza-se a dorsi-flexão, o que propicia o alongamento destes músculos e sua imediata colaboração no movimento.

Deve-se lembrar que, todo exercício de flexão de joelho trabalhará sempre de uma maneira geral toda a musculatura posterior da coxa, porém existe uma indicação quando se objetiva intensificar mais algum destes grupamentos especificamente, se a ênfase for no bíceps da coxa (cabeça longa), realiza-se a flexão do joelho com a tíbia rodada lateralmente e no caso de atuar no semitendíneo e semimembranáceo, rodada medialmente.

3.5 - FORÇA MUSCULAR

A força muscular parece ser um dos mais importantes objetos de estudo relacionado aos fatores de desenvolvimento do movimento e do desempenho desportivo.

O termo força é designado por vários autores e interpretados de várias maneiras dependendo do seu contexto.

“Força é qualquer ação, que causa uma mudança no estado de movimento de um objeto. É o produto da massa de um objeto pela sua aceleração linear. A força é medida em newtons (N)... do ponto de vista fisiológico, a força é a capacidade de exercer tensão contra uma resistência, que ocorre por meio de diferentes ações musculares”.
(BARBANTI, 1994).

“A força do músculo depende da soma dos diâmetros de suas fibras e do ângulo de inserção das mesmas.” (WEINECK, 1986).

Neste sentido, McARDLE et al. (1992) relatam que o músculo esquelético humano, pode gerar cerca de 3 a 8 kg de força por cm^2 do corte transversal do músculo, independentemente do sexo.

“Força do homem é a capacidade física que se relaciona com a capacidade de superar a resistência externa e de contra-ação a esta resistência, por meio dos esforços

musculares. A força que um músculo pode exercer depende da área transversal fisiológica de suas fibras; a distância a qual ele se contrai, depende do comprimento de suas fibras” (ZAKHAROV, 1992).

RASH (1991), afirma que a força muscular varia de um músculo para outro, mas são geralmente aceitos cerca de 3,3kg de força isométrica por cm² de seção transversal e um músculo normal pode encurtar até 25% de seu estado relaxado, em média. A potência dinâmica das mulheres é 68,6% da dos homens, variando de 59 a 84%, dependendo da área corporal testada.

ARAÚJO FILHO (1994), define força sobre três aspectos:

***fisiológicos** – a capacidade de desenvolver tensão se opondo a uma resistência.

***mecânico** – é representada através do produto da massa pela aceleração $F = m.a$.

***cinesiológico** – a força gerada pelo movimento humano poderá se manifestar interna (músculos, tendões, ligamentos) ou externa (resistência do ar, do solo, gravidade e atrito).

A contração dos músculos do corpo é básica para o movimento, de modo que a força, com a qual podem se contrair é de vital interesse para estudos que focalizam o comportamento motor do homem (ECKERT, 1993).

DANTAS (1995), cita também que a força de um músculo é proporcional à sua seção transversa, além de influenciada pelo sexo e pela idade, e por cm² de seção transversa. O homem e a mulher têm aproximadamente a

mesma capacidade de gerar força, mas o homem por possuir, maior volume muscular, tem em média 20% a mais de força que a mulher.

MARINS & GIANNICHI (1998), admitem que é sempre importante lembrar que a mensuração da força envolve um componente psicológico grande, relacionado com a motivação, o que pode alterar substancialmente o resultado. Por isso é necessário um total envolvimento do testando durante a realização dos testes de força. Segundo os autores esses testes são: dinamometria dorsal e dos membros inferiores ("back and leg dynamometer") e preensão da mão com dinamômetro (JOHNSON & NELSON, 1979); flexão e extensão dos membros superiores na barra; suspensão na barra com os braços flexionados e força abdominal (AAHPER, 1976); força abdominal (PAULA, 1991); teste de carga máxima – TCM e teste de carga por repetição – TCR (BITTENCOURT, 1986).

McARDLE et al. (1992), cita quatro métodos: a tensiometria; dinamometria; uma repetição máxima (1-RM) e a determinação da produção de força e trabalho com a ajuda de: plataforma de força, dinamômetro isocinético, células de carga e integradores eletrônicos, acoplados em computadores. Entretanto, esses progressos na tecnologia não são aceitos universalmente por muitos pesquisadores, que ainda consideram uma repetição máxima (1-RM) como o melhor critério para força muscular global.

Além de testes para mensurar a força muscular, também existem métodos para determinar as ações musculares e segundo O'RAHILY (1985), são:

- o **método anatômico**, onde as ações são deduzidas e baseadas nas origens e inserções; pela dissecação pode-se expor os

músculos profundos e verificar pelo estiramento do músculo sua possível ação, pois mostram o que o músculo pode fazer, mas não realmente o que ele faz.

- **Palpação**, pede-se a pessoa para efetuar determinado movimento e o examinador inspeciona e palpa os músculos que participam do movimento que podem ser efetuados com ou sem carga. A palpação dos músculos que estão se contraindo contra uma resistência fornece o melhor modo de se localizá-lo.

- **Estimulação elétrica** é usada para levar o músculo a se contrair e permanecer contraído se for usada repetidamente. Também é um método que mostra uma ação do músculo devido o estímulo, porém não necessariamente quais suas reais funções.

- **Método clínico** é o estudo de pacientes que tem um músculo ou um grupo muscular paralisado. Fornece informações sobre a função muscular, determinando quais estão perdidas, mas se deve tomar cuidado, pois os músculos, podem estar paralisados em alguns movimentos e, em outros não, além de aprender movimentos que mascaram a ação com outros músculos que compensam a fraqueza ou paralisia.

- A **eletromiografia** que capta os potenciais de ação do músculo por meio de eletrodos inseridos dentro ou posicionados sobre a pele onde se localiza o músculo, resultando assim o eletromiograma (EMG). Podem ser gravados simultaneamente

vários músculos envolvidos num movimento, tornando a eletromiografia de grande valia para o estudo do funcionamento da musculatura.

3.6 – TREINAMENTO DE FORÇA

Para BARBANTI (1994), treinamento é a repetição sistemática de tensões musculares dirigidas, com fenômenos de adaptação funcional e morfológica, visando a melhora do rendimento. É todo programa pedagógico de exercício que objetiva melhorar as habilidades e aumentar as capacidades energéticas de um indivíduo para uma determinada atividade, ou seja, uma adaptação do organismo aos esforços físicos e psíquicos. Treinamento de força é uma forma de melhorar a força máxima, a força rápida (potência) e a resistência de força. Treinamento de força específica é uma forma usada para o fortalecimento dos músculos ou grupos musculares específicos. No esporte esse tipo de treino é feito de modo que a amplitude e a direção do movimento, a dinâmica da força e a contração dos músculos correspondam ao movimento na situação competitiva.

A escolha da composição dos meios de treinamento e dos métodos de preparação física é determinada, segundo ZAKHAROV (1992), pelas exigências da preparação de muitos anos, na modalidade concreta de desporto e pelo nível de desenvolvimento individual das capacidades físicas dos desportistas.

O treinamento desportivo apresenta, com o tempo, uma evolução intimamente ligada à história dos jogos olímpicos. DANTAS (1995), sugere que o treinamento desportivo é o conjunto de procedimentos e meios utilizados para se conduzir um atleta à sua plenitude física, técnica e psicológica dentro de um

planejamento racional, visando executar uma performance máxima num período determinado.

HOLLMANN & HETTINGER (1989), consideram o treinamento como uma repetição sistemática de tensões musculares pré-definidas com reflexos de adaptações morfológicas e funcionais, cuja finalidade é o aumento da performance.

Segundo ZATSIORSKY (1999), se a rotina do treinamento é planejada e executada corretamente, o resultado dos exercícios sistemáticos é o desenvolvimento da capacidade física do atleta, particularmente da força, tão logo o corpo se adapte à sobrecarga física. O maior objetivo em um treinamento é a indução à adaptações específicas com o intuito de melhorar os resultados da performance desportiva, para isso, devemos induzir mudanças positivas no estado de um atleta, aplicando exercícios com sobrecarga. Só há adaptação do treinamento se houver mudanças nas sobrecargas habituais, utilizando-se a elevação desta sobrecarga de treinamento (intensidade e volume) e continuar a empregar os mesmos exercícios ou mudá-los. Sabendo que o exercício é novo e o atleta não está habituado com ele, se um atleta usa exercícios padrão com a mesma sobrecarga de treinamento durante um longo período de tempo, não existirão adaptações adicionais e seu nível de capacidade física não irá mudar substancialmente.

Admitem VERKHOSHANSKY & OLIVEIRA (1995), que o peso da sobrecarga é somente um parâmetro, não sendo considerado mais importante que os exercícios da preparação especial de força. Para criar a influência do

treinamento no organismo, é mais importante o método, ou seja, a maneira de executar o exercício, a influência do treinamento que se determina por fatores como a quantidade de repetições, ritmo do movimento, quantidade de séries de movimentos, duração e caráter da recuperação entre exercícios, profundidade e a duração do relaxamento muscular entre as repetições e séries.

Meios mais eficazes de treinamento podem garantir o êxito, somente, quando estes são combinados racionalmente com outros recursos de treinamento e são devidamente distribuídos no tempo, onde, melhoram o efeito do treino com outros meios, e contribuem com o conjunto dos meios à assegurar ganhos significativos e estáveis nos treinos com gastos de tempo e energia mínimos, afirma VERKHOSHANSKY, (1996).

Muitas pesquisas têm sido realizadas a respeito do treinamento de força, cita FLECK & KRAEMER (1999), mas o surgimento de conclusões a partir destas pesquisas é dificultado por vários fatores.

ZAKHAROV (1992), afirma que os exercícios isométricos desempenham, no sistema de preparação da força, função auxiliar. Sua aplicação em determinada proporção em relação aos exercícios dinâmicos (não mais de 10%) resulta bastante eficaz para o aperfeiçoamento da força máxima e da resistência de força. O autor ainda diz que os exercícios isométricos permitem exercer influências locais sobre certos grupos musculares em determinadas posições, o que é impossível conseguir com os exercícios dinâmicos.

A grande maioria dos estudos foi de curta duração (8 a 12 semanas), envolvendo indivíduos moderadamente treinados ou não treinados tornando-se

discutível a aplicação direta dos seus resultados para o treinamento de longa duração e para atletas. Um grupo de elite de levantadores de peso de estilo olímpico, treinando durante um ano, apresentou aumentos significativamente menores do que o grupo de indivíduos não treinados ou moderadamente treinados, seja em força ou em composição corporal, durante períodos muito mais curtos de treinamento de 8 até 20 semanas. Isto indica que causar mudanças em força de atletas de elite, pode ser mais difícil que em indivíduos não treinados ou moderadamente treinados.

Outros fatores que podem afetar os ganhos de força são o número de ações musculares (séries e repetições) realizadas e a carga ou intensidade utilizadas no treinamento, estes fatores variam consideravelmente de estudo para estudo e dificultam a interpretação dos resultados.

3.7 – TREINAMENTO ISOTÔNICO X ISOMÉTRICO

COLEMAN (1972), trabalhando com músculos flexores do antebraço, afirmou que as análises dos dados indicaram que não existiram diferenças significativas entre as marcas registradas para os dois programas e que o ganho de força muscular depois do treinamento isotônico e isométrico ocorreram numa velocidade semelhante, já em contrapartida NOBLE & McCRAW (1973), concluíram que o desenvolvimento de resistência muscular não é proporcional ao desenvolvimento de força e, um acréscimo de força não proporciona um acréscimo de resistência. A capacidade de trabalho é melhorada com isotonia contra o comparável isométrico e não existe diferença em indivíduos treinados e não treinados na relação entre carga de força e carga de resistência.

Um incremento significativo de força muscular foi evidenciado por RASO et al. (1997) que verificaram o efeito de um protocolo de exercícios com pesos sobre a evolução da força muscular por meio do teste de 1-RM (uma repetição máxima) em mulheres idosas. Este protocolo consistia num programa de 3 séries, com 10 repetições a 50% de 1-RM três vezes por semana para os exercícios supino reto e inclinado, rosca direta (exercício de bíceps), tríceps, agachamento e "leg press" 45° (exercício de quadríceps), numa duração de 12 semanas, avaliadas antes no pré-programa e depois a cada 4 semanas. A amplitude de um aumento percentual foi de 25,6% a 135,2% de força e aconteceu especialmente para os membros inferiores

PRICE et al. (1998), utilizaram-se do eco plano de ressonância magnética por imagem em exercícios isométricos e dinâmicos, nos músculos tibial anterior e extensores dos dedos, e verificaram que exercícios induzidos alterados na ressonância magnética por imagem não são influenciados somente por eficácia e duração de exercícios e ainda postularam que resultados diferentes a partir de respostas fisiológicas diferentes são deduzidos pelos diferentes tipos de exercícios.

Treze mulheres desenvolveram contração máxima do bíceps braquial nos métodos isométricos, isotônicos e isocinéticos. Dados da eletromiografia integrada foram detectados, bem como a filmagem simultânea em cada contração desenvolvida. A análise de variância do estudo de ROSENTSWIEG & HINSON (1972), revelaram que o potencial de ação muscular das contrações isocinéticas se revelaram significativamente maiores que as contrações isotônicas e isométricas e, nenhuma diferença significativa foi encontrada no potencial de ação muscular nos vários ângulos de flexão do cotovelo durante as contrações isométricas e isotônicas. O potencial de ação observado durante a contração isotônica com o cotovelo totalmente flexionado foi significativamente menor que os outros ângulos estudados. Concluíram que a reduzida significância de potencial de ação muscular nos vários ângulos de flexão do cotovelo sugerem que nenhuma diferença de força foi encontrada nos diferentes ângulos e que esta é uma função da alavanca e não da atividade muscular que está relacionada a este fato.

O trabalho de DUCHATEAU & HAINAUT (1983), compara os efeitos específicos de 3 meses de exercícios voluntários moderados, isométricos e dinâmicos sobre as propriedades contráteis do músculo adutor do polegar. O treinamento isométrico consistiu de 10 séries diárias de adução do polegar, de 5 segundos em uma frequência de uma contração por minuto. O treinamento dinâmico consistiu de 10 séries diárias de 10 contrações rápidas (0,5 segundo de duração), movimentando uma carga de um terço da força máxima do músculo em uma frequência de uma série por minuto. Este estudo sugere que o músculo humano se adapta diferentemente para programas de treinamentos isométricos ou dinâmicos e proporciona evidências de que as contrações cinéticas podem ser alteradas por exercícios desenvolvidos em condições fisiológicas, os programas devem ser especificamente adaptados para o tipo de esporte e o tipo de esforço desenvolvidos pelos atletas.

LEACH et al. (1965), realizaram um trabalho em 169 pacientes com lesões de joelho que foram divididos em grupos de exercícios isotônicos e isométricos e comparados com a idade e tipos de lesões dolorosas. Os grupos foram pequenos mas estatisticamente significantes. Os efeitos da hipertrofia muscular nos dois grupos foram significativos durante o período dos exercícios e o tratamento isométrico foi 25% mais eficiente e reabilitou antes que o isotônico.

3.8 – DIFERENÇA NO TREINAMENTO DE FORÇA: HOMEM X MULHER

Segundo FLECK & KRAEMER (1999) em geral a força muscular total máxima da mulher é de 63,5% da força do homem, a força isométrica da musculatura do membro superior do corpo das mulheres é de 55,8% da força dos homens, a força isométrica dos músculos do membro inferior das mulheres é em média 71,9% da força dos homens. O tamanho do corpo pode explicar em parte as diferenças em força muscular entre os gêneros. Uma repetição máxima (1-RM) no exercício de supino nas mulheres é 37% do supino nos homens. Se o supino é expresso relativamente ao peso ou à massa corporal magra, as mulheres são 46% e 55%, respectivamente tão fortes como os homens.

A força isométrica máxima das mulheres no movimento de pressão das pernas é de 73% da força dos homens, mas se a força é expressa ao peso ou à massa corporal magra das mulheres estas são 92% e 106% tão fortes quanto aos homens. Estes dados indicam que a força muscular da parte superior do corpo das mulheres é menor do que a dos homens, tanto em valores absolutos como relativamente ao peso total do corpo ou a massa corporal magra. Quando a força das pernas, no entanto, é expressa relativamente ao peso corporal, as diferenças de força entre os gêneros são em grande parte reduzidas e quando é expressa relativamente à massa corporal magra, as mulheres na verdade podem ser mais fortes do que os homens.

Em muitos esportes ou atividades a produção de potência é um fator determinante para o êxito. A habilidade do salto em altura e a do salto horizontal sem impulso é também em grande parte determinada pela potência. Foi observado que a mulher alcança 54% a 73% do salto em altura e 75% do salto horizontal sem impulso em relação ao homem. Para o salto horizontal isto significa que a mulher produz aproximadamente 63% da potência produzida pelo homem. (DAVIES et al. 1988).

Quando a habilidade do salto em altura é expressa relativamente à massa corporal magra, aparecem apenas pequenas diferenças de (0% a 5,5%) entre os gêneros. Isto indica que as diferenças na massa corporal podem ser responsáveis nas diferenças na capacidade do salto em altura entre os gêneros. De qualquer modo, a potência produzida pelas mulheres durante o salto horizontal sem impulso por unidade de volume magro da perna é significativamente menor do que a produzida pelos homens.

Apesar dos dados serem inconsistentes eles questionam por que as mulheres podem produzir menor potência por unidade de volume de músculo. Uma possível razão é a diferença do tipo de fibra muscular, no entanto, não há evidências consistentes de que existem diferenças segundo o gênero dentro do músculo específico. Também não está estabelecido que as variações do tipo de fibra muscular possam afetar o desempenho. A potência em velocidades maiores de movimento seria alterada se a curva força-velocidade das mulheres fosse diferente da dos homens, parece, no entanto, que a queda da força, à medida em que a velocidade do movimento aumenta é semelhante em ambos os gêneros. A

velocidade do desenvolvimento da força pode afetar a produção de potência, parece que essa velocidade no músculo esquelético é mais lenta na mulher que no homem. Assim, a menor produção de potência do músculo esquelético das mulheres quando comparada a dos homens pode se dever em parte a velocidade menor de desenvolvimento de força (WELLS et al. 1973).

Algumas pessoas acreditam que as adaptações das mulheres ao treinamento de força são menores do que as dos homens e que portanto, as mulheres se beneficiam menos desse treinamento do que os homens. As comparações entre homens e mulheres que usaram programas de treinamento de força semelhantes, demonstraram que as mulheres apresentam os mesmos, se não maiores, ganhos de força muscular do que os homens. Isto indica que os programas para ambos não tem que ser diferentes. Os grupos musculares que precisam ser fortes ou potentes para o êxito num esporte ou atividades específicas são os mesmos para os gêneros. O objetivo de um programa de treinamento de força é aumentar a força muscular ou a potência dos músculos necessários para o êxito numa atividade, independente do sexo. Os músculos de ambos os sexos têm as mesmas características fisiológicas e portanto respondem ao treinamento da mesma maneira. (FLECK & KRAEMER, 1999).

3. 9 - LIMIAR DE FADIGA

A fim de se adquirir um melhor desempenho físico, estudos estão sendo desenvolvidos utilizando-se a eletromiografia como um índice de fadiga nas reais condições mecanofisiológicas de um indivíduo (LINDSTRÖM et al. (1977).

Para BARBANTI (1994), fadiga *"... é a redução reversível na capacidade funcional do organismo devido ao estresse físico e psicológico. Ela causa uma diminuição da força e da velocidade, resultando em erros, falta de coordenação, atraso no tempo de reação e na diminuição da performance."*

Com o intuito de se especificar o termo para o exercício, o mesmo autor classifica a fadiga muscular como *"... a diminuição da capacidade funcional de um músculo ou um grupo de músculos. As mudanças bioquímicas no tecido muscular levam a uma inibição dos centros motores pelos impulsos aferentes."* PORTNEY (1993) apud O'SULLIVAN & SCHMITZ (1993) identifica um estado de fadiga muscular pelo comportamento da ativação das unidades motoras.

Segundo DENADAI (2000), uma somação dos disparos de várias unidades motoras, pode ser adquirida com uma amplitude diminuída pelo deslocamento do potencial de ação através do tecido muscular, fáscias, gorduras subcutâneas e pele. A relação entre tensão muscular e eletromiografia integrada (IEMG) será linear, principalmente se o comprimento muscular se mantiver constante. Através do músculo testado, da posição articular, do posicionamento dos eletrodos, da concentração de carga, do tipo de fibras musculares, do método de mensuração da força, do número de unidades motoras recrutadas, da

velocidade de condução das unidades motoras e o tipo de contração envolvida também observamos a variação do grau de inclinação linear ou de não linearidade.

O tipo de fibra no interior de um músculo pode também apresentar uma característica particular no diagnóstico da fadiga eletromiográfica, onde músculos com fibras do tipo I (contração lenta), apresentam fadiga em períodos mais prolongados (DENADAI, 2000).

LIPPOLD (1952), afirma que em contrações isométricas pode existir um consenso em haver um aumento da resposta eletromiográfica à medida que aumenta a tensão muscular, dependendo da porcentagem da carga utilizada em relação a contração voluntária máxima (CVM), do comprimento muscular, da amplitude de movimento articular e da temperatura.

Quando o músculo se contrai isometricamente contra uma força constante, a atividade elétrica do músculo aumenta com o tempo como resultado do processo de fadiga da fibra muscular, cita VIITASALO & KOMI (1978), necessitando de um aumento do recrutamento de unidades motoras para compensar a diminuição da força útil por fibra. Se a fadiga ocorre com cargas em torno de 30 a 40% da CVM, são produzidas curvas exponenciais com períodos consideráveis de linearidade da atividade eletromiográfica em função do tempo, onde pode-se em condições apropriadas usar esses picos, para estimar o grau em que o músculo fadiga.

Uma possibilidade na identificação da fadiga por eletromiografia, sugere PAVLAT et al. (1993), é administrar cargas preditivas com duração fixa de 1

minuto e 12 coletas consecutivas dos sinais eletromiográficos de 5 segundos de duração e não mais que este tempo em cada uma, porque durações maiores de exercício pode fazer com que haja um aumento na temperatura do músculo, que pode gerar redução na amplitude dos sinais eletromiográficos.

Tem-se demonstrado que durante a fadiga, ambas nos trabalhos estáticos e dinâmicos, o componente de baixa frequência no espectro de frequência aumenta e os componentes de alta frequência diminuem (KRANS et al., 1985).

Para BASMAJIAN & DE LUCA (1985), o sinal eletromiográfico é um índice para verificação da economia de desempenho e a fadiga é um fator importante na caracterização deste padrão de movimento e sua eficiência.

4- MATERIAL E MÉTODO

4.1 - CARACTERÍSTICAS DOS VOLUNTÁRIOS

O presente estudo foi realizado em dez (10) voluntários, do sexo feminino com idade variando de 18 a 29 anos, sem antecedentes de doenças músculo-esqueléticas. Todos universitários e ex-universitários do curso de educação física, não sedentários, de antropometria semelhante.

A medida do fêmur, entre o trocanter maior e a margem superior da patela foi em média de 43,2 cm e entre o côndilo medial e o maléolo medial da tibia foi em média de 35,7 cm.

Antecipadamente, os voluntários foram orientados sobre as atividades que seriam realizadas no momento do experimento e assinaram o termo de consentimento concordando em submeter-se aos testes.

O número do processo de aprovação do COMET (comitê de ética da Universidade de Ribeirão Preto é 77/2000.

4.2 - LOCALIZAÇÃO DOS ELETRODOS PARA CAPTAÇÃO DOS SINAIS ELETROMIOGRÁFICOS

Para captação dos sinais eletromiográficos foram utilizados eletrodos de superfície da marca LECTEC, com revestimento de cloreto de prata com 2,8cm de largura, por 3,7cm de comprimento. Foram posicionados, adaptado de DELAGI et al. (1981), sobre os músculos: semitendíneo (Fig.1-A), na linha media entre o côndilo medial do fêmur e a tuberosidade isquiática; sobre o músculo bíceps da coxa (cabeça longa) (Fig.1-B), no ponto médio entre a cabeça da fíbula e a tuberosidade isquiática; e sobre o músculo gastrocnêmio (cabeça lateral) (Fig.1-C), a 11 cm abaixo da linha poplítea, na sua porção lateral, todos do lado dominante. Para diminuir possíveis interferências na passagem do estímulo realizou-se anteriormente à colocação dos eletrodos, uma tricotomia e limpeza da pele com álcool 70 GL, na região dos músculos estudados. Os voluntários foram, também, devidamente conectados a um fio-terra posicionado próximo do processo estilóide do rádio, do lado dominante.



Figura 1 - Posição dos eletrodos sobre os músculos semitendíneo (A), bíceps da coxa (cabeça longa) (B) e gastrocnêmio cabeça lateral (C)

4.3 - MÓDULO DE AQUISIÇÃO DE SINAIS BIOLÓGICOS

4.3.1 – Calibração

Para a aquisição dos registros eletromiográficos foi estabelecida a frequência de 1000 Hz sendo que para esta coleta, foi utilizado um módulo de aquisição de sinais biológicos marca Lynx* de quatro canais (Fig.2) ao qual foram conectados os eletrodos, sendo calibrado o ganho a 1000 vezes, o filtro de passa alta a 20 Hz e o filtro de passa baixa a 500 Hz. A conversão dos sinais analógicos para digitais foi realizado por uma placa A/D com faixa de entrada de -5 a +5 Volts (CAD 1026 - Lynx*) e para a aquisição dos sinais utilizou-se um “software” específico (Aqdados-Lynx*).

Com intuito de sincronizar a coleta dos registros eletromiográficos com a imagem obtida pela filmadora, utilizou-se um sistema de fotorresistores (TORTOZA & GONÇALVES, 1993), por meio do canal de “trigger” e nível de borda em 4 volts.

Em cada registro foi utilizado a análise numérica para uma posterior análise estatística das amostras para cada canal e no tempo determinado, obtendo-se os valores médios, desvios padrões, máximo e mínimo de cada sinal para cada músculo.

* Lynx Tecnologia Eletrônica Ltda. - Doador pela FUNDUNESP proc.076/90-DFP e 384/90-DPE ao Laboratório de Biomecânica do Departamento de Educação Física da UNESP Campus de Rio Claro.

No sinal de cada músculo foi estimado o valor da RMS (Raiz Quadrada da Média) entre o tempo inicial e final de coleta. Realizaram-se em média 10 coletas de 5 segundos, sendo obtido o valor da RMS dos três segundos intermediários, desprezando o primeiro e o último segundo de coleta. Estes dados da RMS foram normalizados pela média dos valores obtidos nos três segundos.

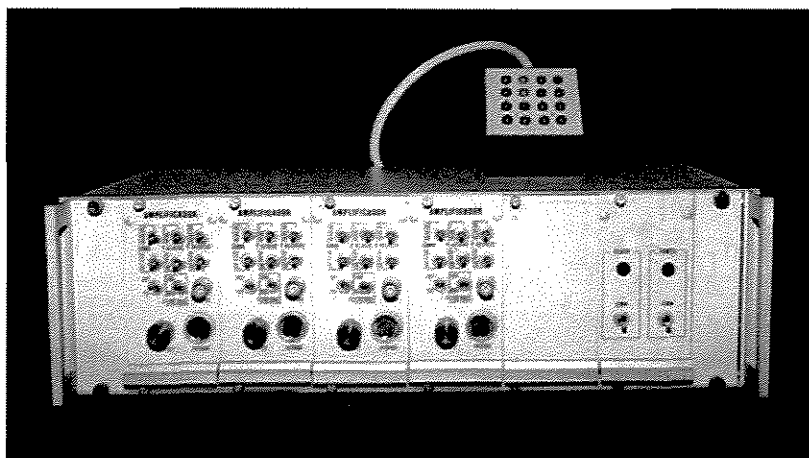


Figura 2 – Módulo de aquisição de sinais biológicos

4.4 – TESTE ISOMÉTRICO

Previamente ao teste proposto, para obter-se a carga máxima, realizou-se o teste de 1-RM, para a perna dominante, da qual se utilizou 50%, 60% e 70%.

O voluntário estava posicionado em decúbito ventral numa mesa denominada “Leg Curl” da marca “Body Solid**”, com o joelho flexionado a 90°, onde permaneceu em contração isométrica durante 1 minuto (Fig.3). Para cada teste, em cada carga foi realizado um sorteio desta para garantir a aleatoriedade da carga inicial e das próximas que seriam sustentadas.

O teste consistiu na contração isométrica durante 1 minuto, contra uma carga de 50% (Fig.4), 60% (Fig.5) e 70% (Fig.6) da máxima dos músculos semitendíneo, bíceps da coxa (cabeça longa) e gastrocnêmio (cabeça lateral), que foram parte integrante no desenvolvimento do modelo do protocolo.

Houve um intervalo de repouso entre os três testes de 30 minutos e todos os testes foram realizados no mesmo dia.

Este teste foi realizado no laboratório de psicologia e biomecânica do esporte (LAPIBE) da Universidade de Ribeirão Preto UNAERP, com os equipamentos de eletromiografia do laboratório de biomecânica da UNESP de Rio Claro.

**Body Solid – mesa flexora localizada na academia de musculação da Universidade de Ribeirão Preto.

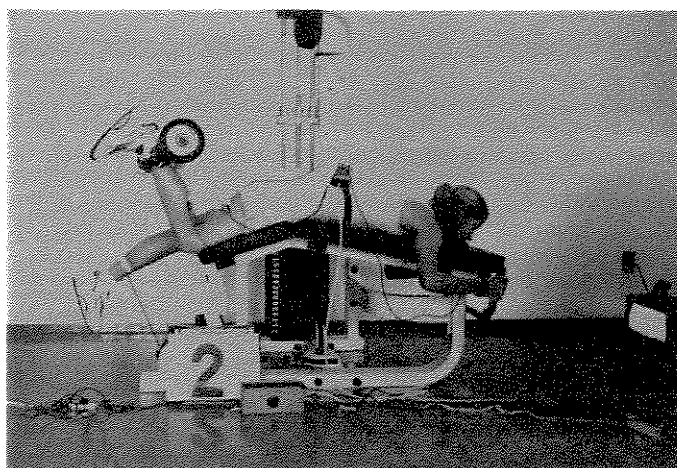


Figura 3 - Posição inicial para contração isométrica nos diferentes percentuais de carga, com flexão de joelho a 90°.

4.5 - TRATAMENTO ESTATÍSTICO

Para a análise das dependências entre as variáveis eletromiográficas (valor da RMS) e o número de coletas obtidos em função do tempo, utilizou-se das retas de correlação de Pearson da mesma forma para o cálculo do Limiar de Fadiga eletromiográfico (EMG_{LF}), sendo a porcentagem de carga verificada no intercepto com o eixo y. A presente análise foi realizada por meio do software GMC - versão 8.1, desenvolvido pelo Prof. Dr. Geraldo Maia Campos, da Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto - USP.

5- RESULTADOS

A tabela 1 e as figuras 4 a 9, relatam as características dos músculos que atuam no movimento de flexão, da articulação do joelho, dos voluntários submetidos ao teste de contração isométrica, durante 1 minuto.

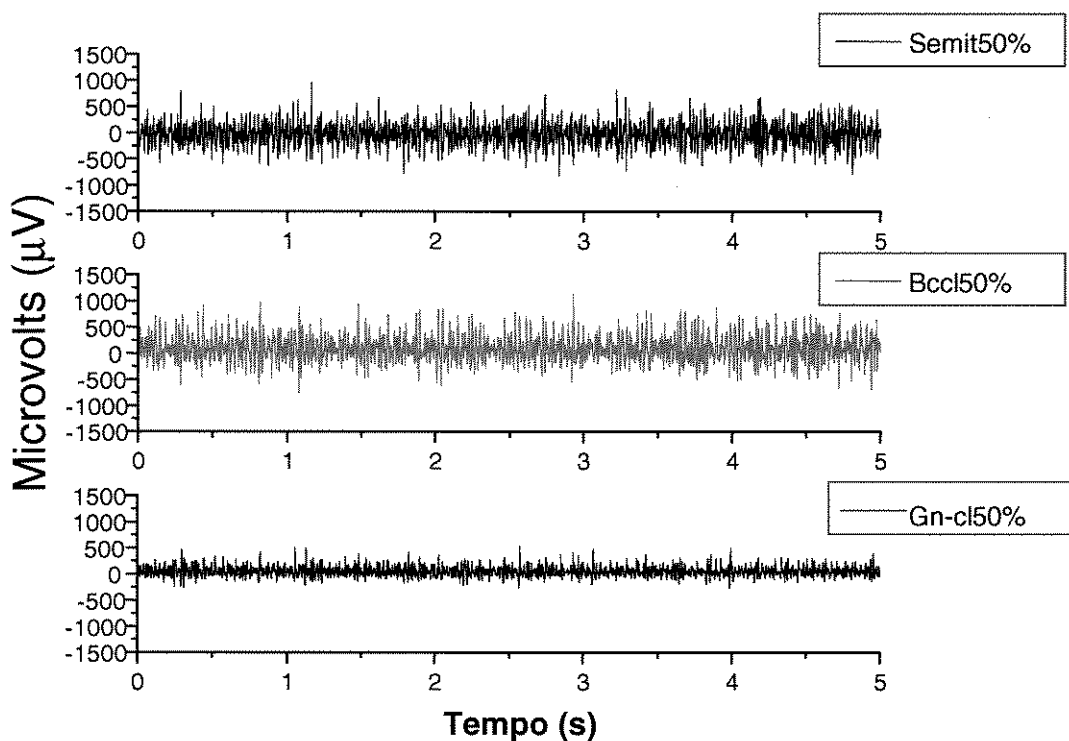


Figura 4 – Registros eletromiográficos representativos dos músculos semitendíneo (SEMIT), bíceps da coxa (cabeça longa) (BCCL) e gastrocnêmio (cabeça lateral) (GN-CL) durante a contração isométrica frente às cargas de 50% da máxima.

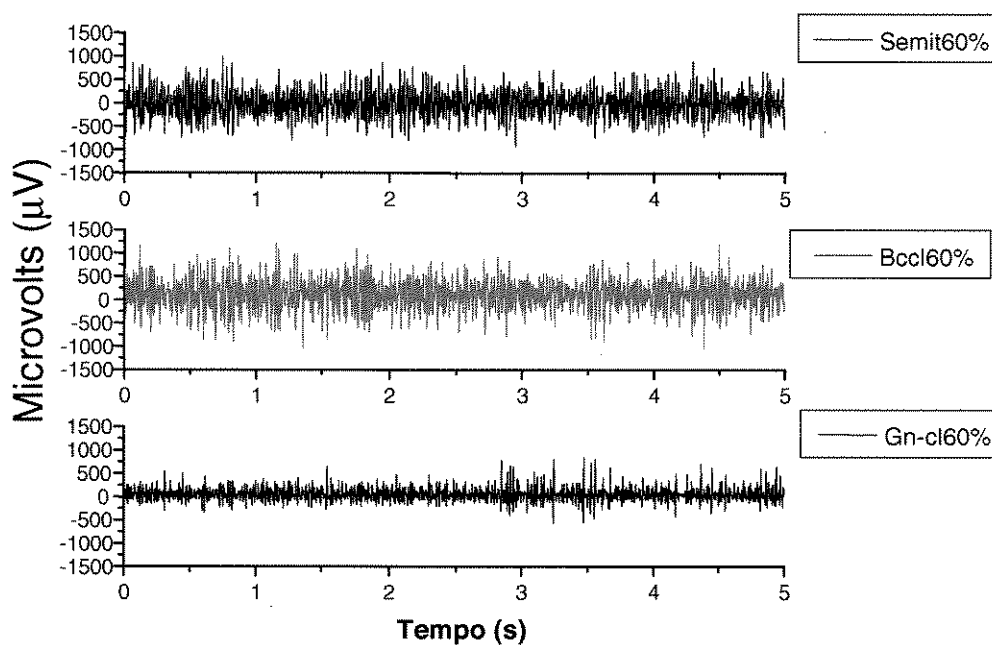


Figura 5 – Registros eletromiográficos representativos dos músculos semitendíneo (SEMIT), bíceps da coxa (cabeça longa) (BCCL) e gastrocnêmio (cabeça lateral) (GN-CL) durante a contração isométrica frente à carga de 60% da máxima.

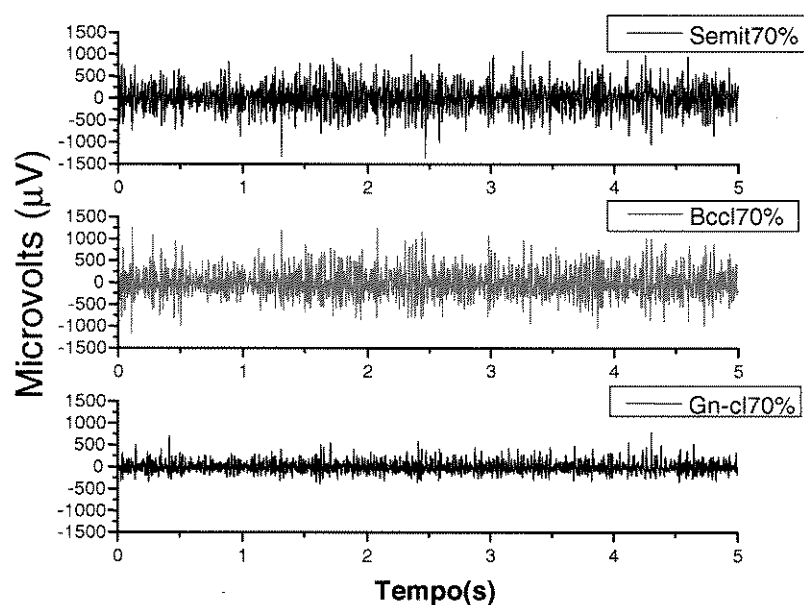


Figura 6 – Registros eletromiográficos representativos dos músculos semitendíneo (SEMIT), bíceps da coxa (cabeça longa) (BCCL) e gastrocnêmio (cabeça lateral) (GN-CL) durante a contração isométrica frente à carga de 70% da máxima.

Tabela 1 - Correlação entre o sinal eletromiográfico e o número de coletas em função do tempo r (RMS x tempo), coeficiente de inclinação θ (μ V/rep) e estimativa do limiar de fadiga eletromiográfico (EMG_{LF}) dos músculos semitendíneo (SEMIT), bíceps da coxa (cabeça longa) (BCCL) e gastrocnêmio (cabeça lateral) (GN-CL), no movimento de flexão de joelho, com cargas de 50%, 60% e 70% da carga máxima (100%), durante contração isométrica por 1 minuto.

| | Músculos | Voluntário 1 | Voluntário 2 | Voluntário 3 | Voluntário 4 | Voluntário 5 | Voluntário 6 | Voluntário 7 | Voluntário 8 | Voluntário 9 | Voluntário 10 |
|---------|---------------------------|--------------|--------------|--------------|--------------|--------------|--------------|--------------|--------------|--------------|---------------|
| % Carga | SEMIT | | | | | | | | | | |
| | 50% | | | | | | | | | | |
| | r (RMS x tempo) | 0,0203 | 0,3415 | -0,4387 | *-0,6648 | -0,3656 | -0,4246 | 0,5195 | 0,1759 | -0,0575 | 0,4519 |
| | θ (μ V x rep) | 0,2052 | 0,7211 | -5,3535 | -2,3925 | -2,0224 | -8,4088 | 2,7002 | 1,3876 | -0,1911 | 3,7272 |
| | 60% | | | | | | | | | | |
| | r (RMS x tempo) | 0,3469 | 0,259 | -0,4497 | 0,1366 | 0,5738 | 0,5552 | 0,2266 | 0,4567 | -0,0769 | -0,4569 |
| | θ (μ V x rep) | 3,2692 | 0,8151 | -7,8541 | 1,3736 | 3,3902 | 3,5382 | 0,9172 | 4,0992 | -0,3272 | -21,42 |
| | 70% | | | | | | | | | | |
| | r (RMS x tempo) | 0,11 | 0,8109 | 0,2242 | *0,6509 | *-0,6446 | 0,5167 | *0,8638 | -0,0323 | 0,1427 | 0,5811 |
| | θ (μ V x rep) | 0,8185 | 4,3561 | 3,3242 | 7,5107 | -5,9298 | 3,4878 | 9,903 | -0,4814 | 0,3951 | 4,7469 |
| | EMG_{LF} 50, 60, 70% | 51,6856 | 58,3305 | 64,1531 | 55,7118 | 58,6437 | 60,5787 | 52,829 | 62,937 | 60,8171 | 60,1002 |
| % Carga | BCCL | | | | | | | | | | |
| | 50% | | | | | | | | | | |
| | r (RMS x tempo) | 0,2522 | 0,1606 | 0,3743 | -0,2955 | -0,1524 | 0,2033 | 0,4586 | 0,2571 | -0,0046 | *0,6483 |
| | θ (μ V x rep) | 2,3606 | 0,9101 | 4,5252 | -0,9449 | -0,789 | 1,7341 | 2,1921 | 2,1081 | -0,0152 | 3,9368 |
| | 60% | | | | | | | | | | |
| | r (RMS x tempo) | 0,3646 | *0,706 | -0,4431 | 0,1144 | 0,608 | 0,5173 | -0,2159 | *0,6696 | *0,6427 | -0,3925 |
| | θ (μ V x rep) | 3,111 | 8,7337 | -10,2114 | 1,2245 | 4,294 | 2,7858 | -1,2295 | 13,682 | 4,3414 | -8,225 |
| | 70% | | | | | | | | | | |
| | r (RMS x tempo) | 0,3641 | *0,6436 | 0,5394 | 0,5335 | -0,0712 | *0,8382 | *0,8405 | 0,3405 | -0,0504 | *0,6667 |
| | θ (μ V x rep) | 3,3405 | 4,7538 | 9,1507 | 2,7606 | -0,8682 | 6,4404 | 8,7488 | 13,3531 | -0,435 | 4,085 |
| | EMG_{LF} 50, 60, 70% | 53,9731 | 69,6354 | 59,7388 | 54,583 | 60,0398 | 45,9108 | 55,8724 | 47,4204 | 60,0393 | 60,001 |
| % Carga | GN - CL | | | | | | | | | | |
| | 50% | | | | | | | | | | |
| | r (RMS x tempo) | *0,7992 | *-0,7115 | -0,4856 | *0,7901 | *-0,7614 | *0,7452 | 0,6064 | *0,85 | *0,653 | *0,7285 |
| | θ (μ V x rep) | 2,9693 | -3,3031 | -29,0131 | 6,8541 | -3,1399 | 3,1776 | 2,1921 | 6,6833 | 2,1222 | 5,1622 |
| | 60% | | | | | | | | | | |
| | r (RMS x tempo) | -0,1076 | 0,0018 | 0,3605 | 0,3871 | 0,4859 | 0,3564 | *0,9574 | *0,8392 | 0,3438 | -0,6287 |
| | θ (μ V x rep) | -0,3164 | 0,005 | 7,4733 | 1,5691 | 1,1594 | 1,7912 | 5,4791 | 11,1451 | 1,8982 | -19,7264 |
| | 70% | | | | | | | | | | |
| | r (RMS x tempo) | *0,8595 | -0,1554 | *0,8598 | 0,5468 | 0,0981 | 0,541 | *0,8922 | *-0,7804 | *0,8977 | 0,5827 |
| | θ (μ V x rep) | 4,4385 | -0,6721 | 17,0033 | 3,9299 | 0,5622 | 4,8335 | 5,4356 | -13,917 | 5,7173 | 4,7569 |
| | EMG_{LF} 50, 60, 70% | 65,7005 | 53,9232 | 60,5898 | 68,5893 | 61,6133 | 48,3391 | 40,0662 | 60,7514 | 47,2977 | 59,9674 |

A tabela 1 apresenta a comparação dos músculos semitendíneo, bíceps da coxa (cabeça longa) e gastrocnêmio (cabeça lateral), durante contração isométrica por 1 minuto dos 10 voluntários, sendo que com 50% da carga máxima para o músculo semitendíneo, 5 voluntários apresentaram uma relação crescente entre o sinal eletromiográfico e o tempo e, 5 voluntários apresentaram uma correlação inversa; na carga de 60% o comportamento da reta foi crescente em 7 voluntários e 3 voluntários apresentaram uma correlação inversa e, na carga de 70% o comportamento da reta foi crescente em 8 dos 10 voluntários e 2 voluntários apresentaram uma correlação inversa entre atividade eletromiográfica e o tempo.(Fig.7)

Para o músculo bíceps da coxa (cabeça longa), com 50% da carga máxima 7 voluntários apresentaram uma relação crescente entre o sinal eletromiográfico e o tempo e 3 voluntários apresentaram uma correlação inversa; na carga de 60% o comportamento da reta foi crescente em 7 voluntários e 3 voluntários apresentaram uma correlação inversa e na carga de 70% o comportamento da reta foi crescente em 8 dos 10 voluntários e 2 voluntários apresentaram uma correlação inversa entre atividade eletromiográfica e o tempo.(Fig.8)

Para o músculo gastrocnêmio (cabeça lateral), com 50% da carga máxima 7 voluntários apresentaram uma relação crescente entre o sinal eletromiográfico e o tempo e 3 voluntários apresentaram uma correlação inversa; na carga de 60% o comportamento da reta foi crescente em 8 voluntários e 2 voluntários apresentaram uma correlação inversa e na carga de 70% o

comportamento da reta foi crescente em 8 dos 10 voluntários e 2 voluntários apresentaram uma correlação inversa entre atividade eletromiográfica e o tempo.(Fig.9)

Nesta fase do teste, destaca-se o fato de que, dos 10 voluntários analisados, o coeficiente de correlação entre a atividade eletromiográfica e o número de repetições, apresentou um grau de significância ($p \leq 0,05$) apenas no voluntário 4 na carga de 50%; em nenhum voluntário na carga de 60% e nos voluntários 4, 5 e 7 na carga de 70% no músculo semitendíneo; no músculo bíceps da coxa (cabeça longa) o voluntário 10 na carga de 50%, nos voluntários 2, 8 e 9 na carga de 60% e nos voluntários 2, 6, 7 e 10 na carga de 70% por fim, nos voluntários 1, 2, 4, 5, 6, 8, 9 e 10 na carga de 50%, nos voluntários 7 e 8 na carga de 60% e nos voluntários 1, 3, 7, 8 e 9 na carga de 70% no músculo gastrocnêmio (cabeça lateral).

Quando analisamos o coeficiente de correlação entre as cargas e o coeficiente de inclinação das retas também na tabela 1, pudemos observar que apenas o voluntário 4 apresentou um grau de significância ($p \leq 0,05$).

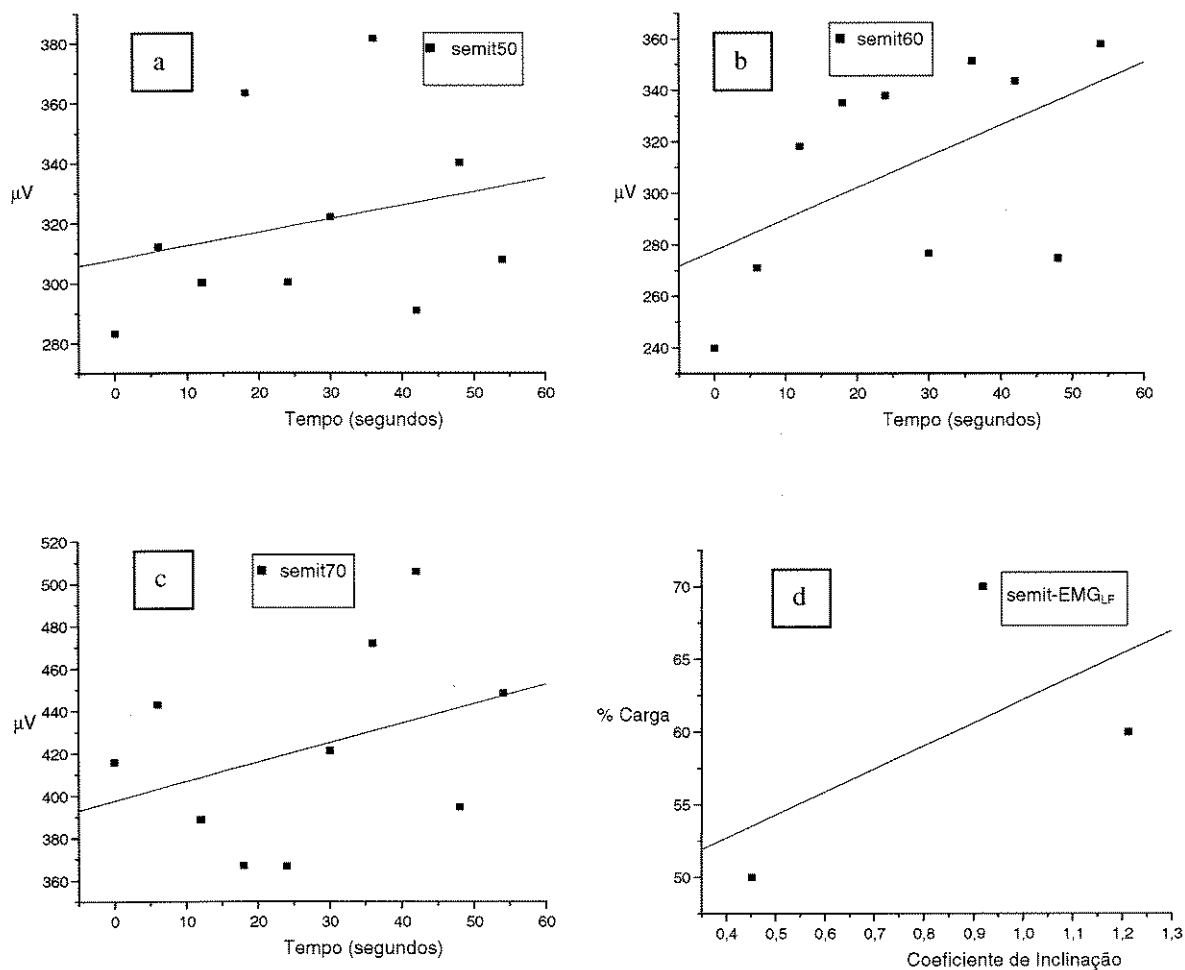


Figura 7 - Retas representativas da correlação entre o número de coletas com a intensidade da RMS para os músculos semitendíneo durante a contração isométrica frente as cargas de 50% (a), 60% (b) e 70% (c) da carga máxima e reta para identificação do limiar de fadiga eletromiográfico (d).

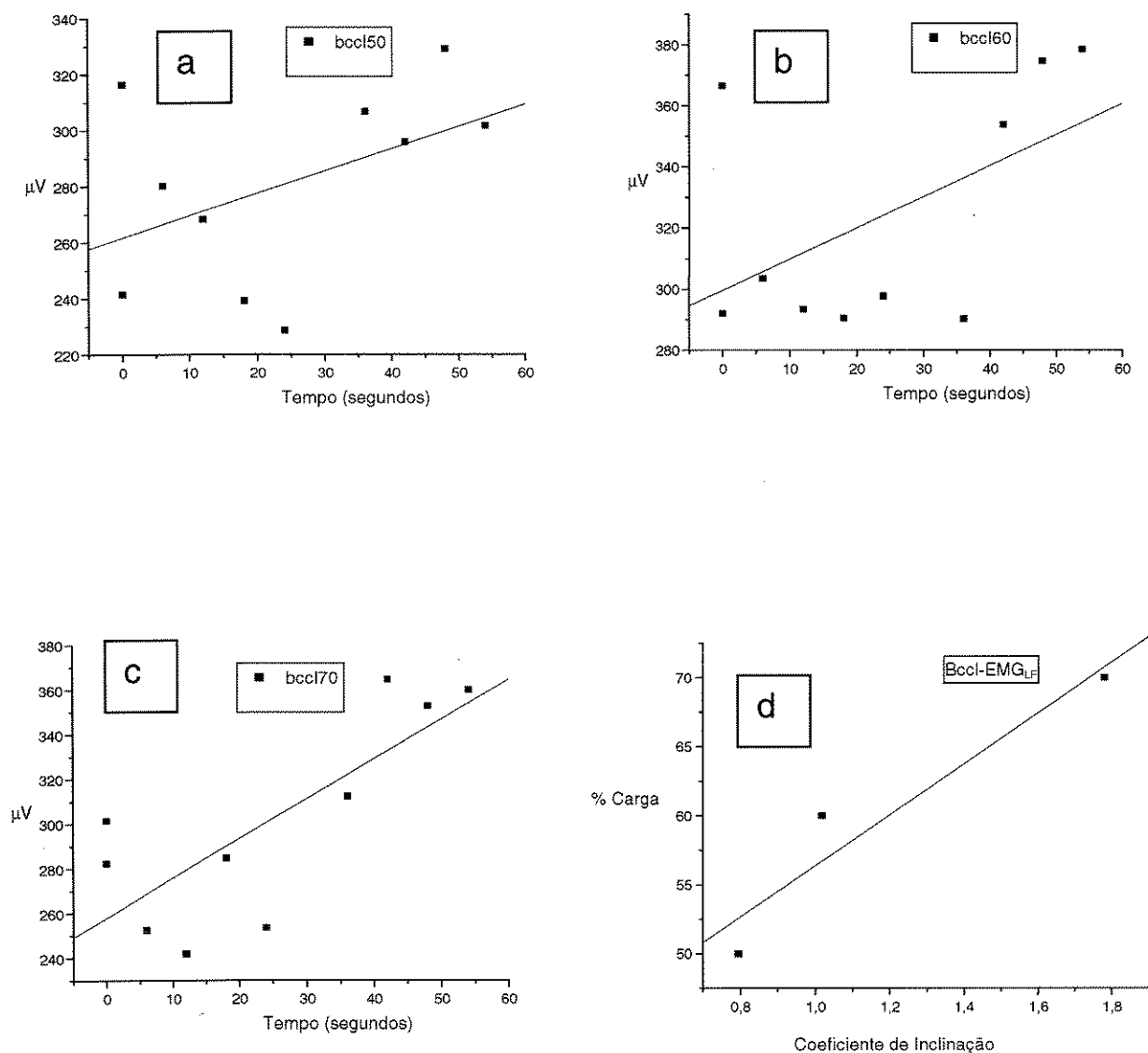


Figura 8 - Retas representativas da correlação entre o número de coletas com a intensidade da RMS para o músculo bíceps da coxa (cabeça longa) durante a contração isométrica frente as cargas de 50% (a), 60% (b) e 70% (c) da carga máxima e reta para identificação do limiar de fadiga eletromiográfico (d).

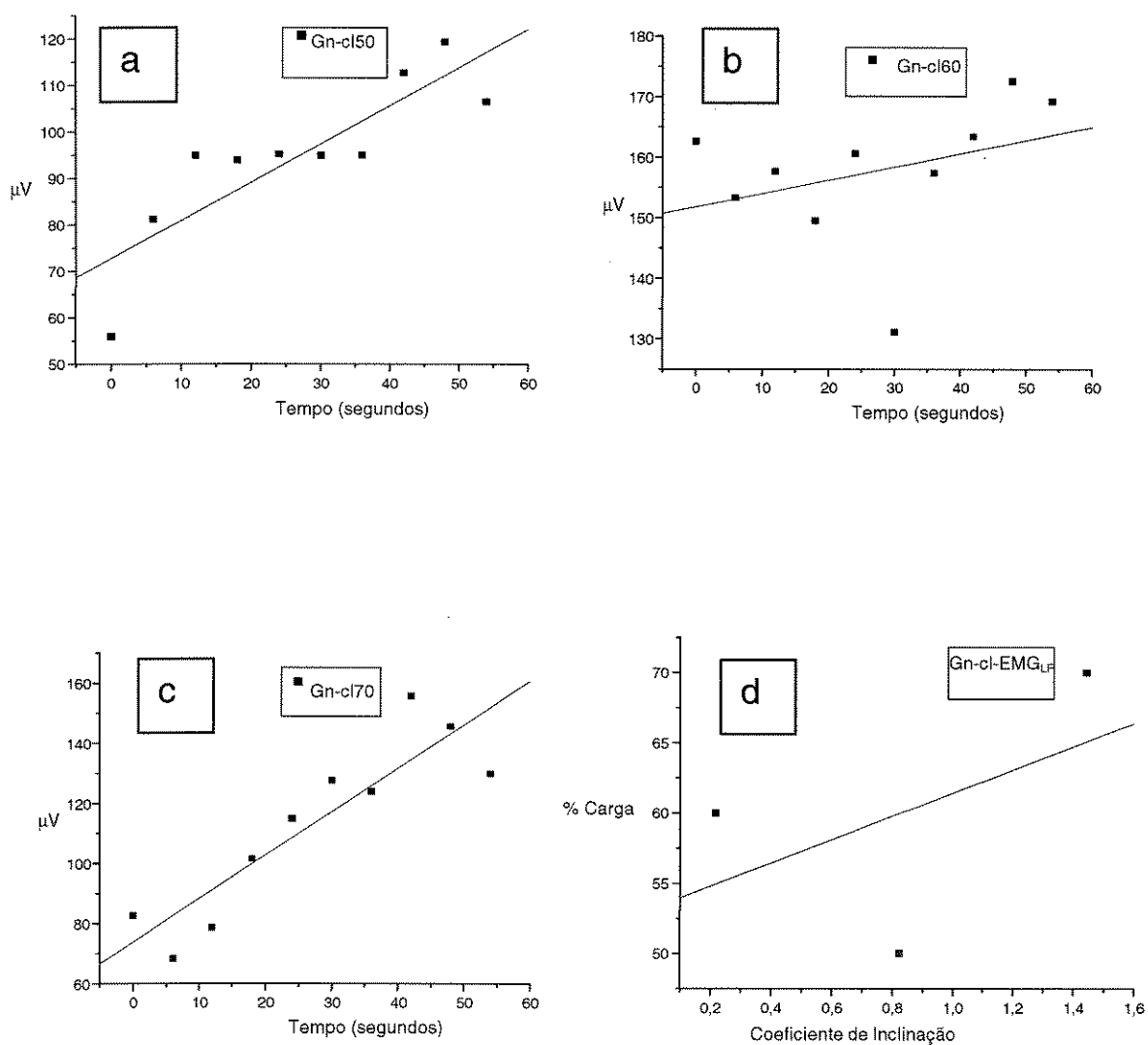


Figura 9 - Retas representativas da correlação entre o número de coletas com a intensidade da RMS para o músculo gastrocnêmio (cabeça lateral) (GN-CL) durante a contração isométrica frente as cargas de 50% (a), 60% (b) e 70% (c) da carga máxima e reta para identificação do limiar de fadiga eletromiográfico (d).

6- DISCUSSÃO

Várias tentativas de protocolos estão sendo realizadas na expectativa de identificar um índice resultante das correlações entre o número de repetições e a atividade eletromiográfica (TAKAISHI et al., 1992), índices estes que oportunizam avaliar o comportamento crescente e/ou decrescente dos valores da RMS em função do tempo e a relação entre os coeficientes de inclinação das retas obtidas nas correlações citadas anteriormente, permitindo assim segundo PAVLAT et al. (1993), determinar o limiar de fadiga eletromiográfico a fim de se prescrever programas de treinamentos e reabilitações mais individualizados e dar suporte a futuras investigações inerentes a este assunto.

Sabe-se que a musculatura da região posterior da coxa é de grande importância para atividades atléticas, na vida cotidiana e acredita-se que a resistência e a força muscular podem ser melhoradas acrescentando-se percentuais de cargas progressivas (FLECK & KRAEMER, 1999), porém ainda continua a busca do desenvolvimento de protocolos de testes para que estes percentuais de carga sejam cada vez mais eficazes no desenvolvimento destas capacidades físicas sugere GONÇALVES (2001).

Com os resultados obtidos no presente estudo, quando se analisa o músculo semitendíneo, dos 10 voluntários, durante contração isométrica por 1 minuto, verifica-se que ao sustentar 50% da carga máxima este apresentou uma correlação crescente (n=5) e decrescente (n=5) entre o sinal eletromiográfico e o tempo o que demonstra que este percentual foi suficiente para promover uma

maior capacidade de tensão à medida que o indivíduo sustentava a carga isometricamente. Este fato confere com os resultados de (WITTEKOPF et al. (1975) e LINDSTRÖM et al. (1977)) os quais justificam a necessidade de um maior recrutamento de unidades motoras, no número e na intensidade, para manter o mesmo percentual de contração em função do tempo. Mesmo assim, constata-se que metade dos voluntários não apresentaram o mesmo comportamento, o que pode estar relacionado a uma condição individual de resistência muscular à este tipo de exercício até 1 minuto, ou seja, talvez haveria necessidade de um maior tempo neste percentual de carga para desenvolver um mecanismo de fadiga, mas não sendo parte da metodologia proposta neste estudo esta afirmação estaria no campo da especulação e seria infundada.

Ao avaliar quantitativamente a atividade do músculo semitendíneo ao sustentar a carga de 60% verifica-se que esta relação é predominantemente crescente ($n=7$), o que pode-se esperar de um músculo quando submetido a um aumento gradativo de carga, ou seja, um aumento da sua contratilidade, que é expressada aqui pelos resultados eletromiográficos (ZAKHAROV 1992; DANTAS 1995; VERKHOSHANSKY 1996), aumento este que pode ser justificado em função da necessidade de compensar a deficiência mecânica devido ao grau de encurtamento, e está também relacionado ao aumento do sincronismo no disparo das unidades motoras, no processamento dos sinais eletromiográficos. Este aumento é evidenciado na obtenção da RMS, que tratando-se de uma média da atividade eletromiográfica retificada no período de tempo, este valor torna-se aumentado.

Quando a contração isométrica ocorreu frente a 70% da carga máxima, o músculo semitendíneo apresentou uma atividade predominantemente crescente ($n=8$) em função do tempo. Da mesma forma da contração realizada a 60% da carga máxima, este músculo necessita aumentar seu grau de tensão devido ao acréscimo de carga e ao encurtamento parcial pela posição articular. Fato este justificado pela desvantagem mecânica dos elementos contráteis em função de um início de sobreposição, diminuindo assim o seu grau de tensão dos elementos não contráteis o que, conseqüentemente, estimula o aumento da despolarização das unidades motoras conforme a teoria do recrutamento, aumentando assim a tensão das proteínas actina e miosina (VIITASALO & KOMI, 1978; WIRHED, 1986; HOLLMANN & HETTINGHER, 1989).

Para o músculo bíceps da coxa (cabeça longa), com 50% da carga máxima houve um predomínio na relação crescente entre o sinal eletromiográfico e o tempo ($n=7$), o que nos permite verificar também um maior aumento do sinal eletromiográfico à medida que o músculo fadiga, como observou LIPPOLD (1952), o qual afirma que em contrações isométricas há um aumento da resposta eletromiográfica à medida que aumenta a tensão muscular, a porcentagem da carga utilizada em relação a contração voluntária máxima (CVM), do comprimento muscular, da amplitude de movimento articular e da temperatura.

Da mesma forma, De VRIES (1968), PETROFSKY & LIND (1980), BASMAJIAN & DE LUCA (1985), apresentaram uma justificativa para este comportamento em função do aumento de unidades motoras recrutadas, como estratégia de compensação da perda de função motora, ao mesmo tempo durante

a fadiga, ambas nos trabalhos estáticos e dinâmicos, os componentes de baixa frequência aumentam e os componentes de alta frequência diminuem (KRANS et al.,(1985), o que determinam uma RMS aumentada em função do tempo.

Neste percentual de carga 3 voluntários apresentaram uma correlação inversa com um declínio das intensidades eletromiográficas que se explica pelos estudos de BIGLAND-RITCHIE et al. (1978), descrevendo que se as frequências não sofreram modificações, os sinergistas podem ser responsáveis pela força que está sendo gerada, mas no presente estudo estas não foram controladas.

Na carga de 60% o comportamento da reta foi crescente ($n=7$), como ocorreu no músculo semitendíneo, provavelmente por sua função semelhante e o ângulo não variar, que pode ser atribuído como descrito por THORSTENSSON & KARSLSSON (1976) e NILSSON et.al. (1977), a um extenso aumento na ativação das unidades motoras. Neste percentual de carga, 3 voluntários apresentaram uma correlação inversa, o que pode inferir que provavelmente esta porcentagem de carga não tenha sido suficiente para promover o processo de fadiga (HOUSH et al. 1995).

Na carga de 70% o comportamento da reta foi crescente ($n=8$) fato que pode ter ocorrido devido a uma carga maior ter promovido um aumento da fadiga neuromuscular exigindo assim um recrutamento adicional de unidades motoras (MATSUMOTO et al. 1991; MORITANI et al. 1993; SPARTO et al. 1999) e do ponto de vista metabólico a formação de ácido láctico e as alterações da produção de energia para manutenção desta intensa contração, fez com que a atividade eletromiográfica apresentasse um aumento.

Para o músculo gastrocnêmio (cabeça lateral), com 50% da carga máxima, a maioria (n=7) apresentou uma relação crescente. Nota-se novamente que existe uma elevação na amplitude do EMG à medida que o músculo se fadiga de acordo com BIGLAND-RITCHIE & LIPPOLD (1954); WITTEKOPF et al. (1975); MIYASHITA et al. (1981) e POTVIN & NORMAN (1993). Três voluntários apresentaram uma correlação inversa, provavelmente como citado por De VRIES (1968) e VIITASALO & KOMI (1978) pela redução das velocidades de condução dos potenciais de ação ao longo das fibras do músculo, levando a níveis de atividade diminuídos.

Nas cargas de 60% e 70% o comportamento da reta foi crescente (n=8), caracterizando que o aumento da carga de fato permite desenvolver um processo de fadiga no pequeno tempo de contração de um minuto (ARENDT-NIELSEN & MILLS, 1985) e não só em exercícios de longa duração (NICOL et al. 1991).

Com estes resultados o presente protocolo demonstra-se eficaz como um modelo de desenvolvimento de fadiga pela contração isométrica, como definido por PAVLAT et al. (1993), quando administrou cargas preditivas com duração fixa de 1 minuto e coletas consecutivas dos sinais eletromiográficos de 5 segundos de duração e não mais que este tempo em cada uma, porque durações maiores de exercício podem fazer com que haja um aumento na temperatura do músculo, que pode gerar redução na amplitude dos sinais eletromiográficos.

Nesse sentido o presente estudo apresenta-se compatível para alcançar os objetivos por ele proposto, uma vez que sabe-se das muitas

dificuldades que estão inseridas neste tipo de análise e no desenvolvimento de um protocolo, e que pode apresentar variações de interpretação em função do músculo testado, da posição articular, do posicionamento dos eletrodos, da concentração de carga, do tipo de fibras musculares, do método de mensuração da força, do número de unidades motoras recrutadas, da velocidade de condução das unidades motoras e do tipo de contração envolvida.

Estas observações podem se evidenciar quando se analisam os graus de significância entre as correlações e a intensidade destas correlações, destacando-se particularmente nas cargas de 50% (n=8) e 70% (n=5) onde apresentaram uma correlação altamente significativa para o músculo gastrocnêmio (cabeça lateral). Porém, as fracas correlações apresentadas para os três músculos analisados nas diferentes porcentagens de carga fazem com que ainda se continue esta investigação com um maior número de voluntários principalmente por se tratar de um estudo cuja principal ferramenta de análise estatística é a correlação.

Também como perspectiva de uma continuidade desta análise em futuros estudos pode-se destacar que o tipo de contração utilizada, apresenta efeitos mecano-fisiológicos que certamente permitem inferir uma conduta para programação de treinamento e reabilitação (McARDLE et al. 1992).

7- CONCLUSÕES

1- O teste proposto constituído de contração isométrica realizada a 50%, 60% e 70% da carga máxima individual durante um minuto, apresentou-se confiável como modelo para o desenvolvimento da fadiga e para sua interpretação por meio da eletromiografia.

2- Houve uma relação crescente da atividade dos músculos semitendíneo, bíceps da coxa (cabeça longa) e gastrocnêmio (cabeça lateral) em função do tempo.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS*

AAHPER. **Youth fitness test manual**. Washington: American alliance for health, physical education and recreation, 1976.

ANDERSON, B. **Alongue-se**. 7.ed. São Paulo: Summus, 1983. p.9.

ARAUJO FILHO, N.P. **Musculação e cinesiologia aplicada**: articulações-tornozelo, joelho, quadril, coxofemural. Gráfica Portinho Cavalcante, 1994. v.2, pt.1, p.66-72.

ARENDT-NIELSEN, L.; MILLS, K.R. The relationship between mean power frequency of the EMG spectrum and muscle fibre conduction velocity. **Electroencephalographic Clinical Neurophysiology**, 60: 130-4, 1985.

BARBANTI, V.J. **Dicionário de educação física e do esporte**. São Paulo: Manole, 1994. p.82,172.

BASMAJIAN, J.V.; DE LUCA, C.J. **Muscles alive**: their function revealed by electromyography. 5th ed. Baltimore: Williams and Wilkins, 1985. 561p.

BIGLAND-RITCHIE, B.; LIPPOLD, O.C.J. The relation between force, velocity and integrated electrical activity in human muscles. **Journal of Physiology**, v. 54, p.214-24, 1954.

BIGLAND-RITCHIE, B.; JONES, D.A.; HOSKING, G.P.; EDWARDS, R.N.T. Central and peripheral fatigue in sustained maximum voluntary contractions of human quadriceps muscle. **Clinical Science Molecular Medicine**. 54, 609-14, 1978.

BILLIG, H.E. **The significance of mobility**. New York: Scholastic Coach, 1951.

BITTENCOURT, N. **Musculação**: uma abordagem metodológica. Rio de Janeiro: Sprint, 1986.

COLEMAN, A.E. Comparison of weekly strength changes following isometric and isotonic training. **Journal of Sports Medicine and Physical Fitness**, Turin, v.12, n.1, p.26-9, Mar. 1972.

DANTAS, E.H.M. **A prática da preparação física**. 3.ed. Rio de Janeiro: Shape, 1995. p.165, 193.

DAVIES, B.N.; GREENWOOD, E.J.; JONES, S.R. Gender differences in the relationship of permanence in the handgrip and standing long jump tests to lean limb volume in young adults. **European Journal of Applied Physiology**, 58: 315-20, 1988.

DELAGI, E.F.; IAZZETTI, J.; PEROTTO, A.; MORRISON, D. **Anatomic guide for the electromyographer: the limbs**. 2nd ed. Illinois: Charles C. Thomas, 1981. p.144-187.

DENADAI, B.S. **Avaliação Aeróbia**: determinação indireta da resposta do lactato sanguíneo. Rio Claro: MOTRIX, 2000. p.131-148.

De VRIES, H.A. Quantitative eletromyographic investigation of the spasm theory of muscle pain. **American Journal of Physical Medicine**, Baltimore, v.45, n.3, p.119-134, June 1966.

De VRIES, H.A. Method for evaluation of muscle fatigue and endurance from electromiographic fatigue curves. **American Journal of Physical Medicine**, v.47, p.125-135, 1968.

DUCHATEAU, J.; HAINAUT, K. Isometric or dynamic training : differential effects on mechanical properties of a human muscle. **Journal of Applied Physiology**, Bethesda, v.56, n.2, p.296-301, 1983.

ECKERT, H.M. **Desenvolvimento motor**. 3.ed. São Paulo: Manole, 1993. p.248-259.

ELFTMAN, H. The work done by muscles in running. *In*: RASH, P.J. **Cinesiologia e anatomia aplicada**. 7.ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 1991. p.30-158.

FLECK, S.J.; KRAEMER, W.J. **Fundamentos do treinamento de força muscular**. 2.ed. Porto Alegre: Artes Médicas Sul, 1999.

GOMES, A.C.; ARAUJO FILHO, N.P. **Cross training**: uma abordagem metodológica. Londrina: APEF, 1992. p.111, 112.

GONÇALVES, M. **Análise eletromiográfica dos músculos biceps femoris (Caput Longum) e semitendinosus em movimentos nos planos diagonal e sagital**. Piracicaba, 1991. 118p. Dissertação (Mestrado em Ciência) - Faculdade de Odontologia de Piracicaba, Universidade Estadual de Campinas.

GONÇALVES, M. **Análise da fadiga muscular por indicadores biomecânicos.** Rio Claro, 2001. 424p. Tese (Livre docência) Instituto de Biociências da Universidade Estadual Paulista - UNESP, campus de Rio Claro.

HOLLMANN,W.; HETTINGER, T. **Medicina do esporte.** São Paulo: Manole, 1989.

HOUSH, T.J.; De VRIES, H.A.; JOHNSON, G.O.; HOUSH, D.J.; EVANS, S.A.; STOUT,J.R.; EVETOVICH, T.K.; BRADWAY, R.M. Electromyographic fatigue threshold of the superficial muscle of the quadriceps femoris. **European Journal of Applied Physiology**, v.71, p.131-136,1995.

JOHNSON, B.L.; NELSON, J.K. **Practical measurements for evolution in physical education.** Minnesota: Burgess Publishing, 1979. p.470.

KRANS, H.; CASSELL, J.F.; INBAR, G.F. Relation between electromyogram and force in fatigue. **Journal Applied Physiology**, v.59, p.821-825, 1985.

LEACH, R.E.; STRYKER, W.S.; ZOHN, D.A. A comparative study of isometric and isotonic quadriceps exercise programs. **Journal of Bone and Joint Surgery**, Boston, v.47A, n.7, p.1421-1426, 1965.

LINDSTRÖM, L.; KADEFORS, R.; PETERSEN, I. An electromyographic index for localized muscle fatigue. **Journal Applied Physiology Environment Exercise Physiology**, v.43, p. 750-754, 1977.

LIPPOLD, O.C.J. The relation between integrated action potentials in a human muscle and its isometric tension. **Journal of Physiology**, v.117, p. 492-499, 1952.

MARINS, J.C.B.; GIANNICHI, R.S. **Avaliação e prescrição de atividade física: guia prático**. 2.ed. Rio de Janeiro: Shape, 1998. p.78-86.

McARDLE, D.; KATCH, F.I.; KATCH, V.L. **Fisiologia do exercício: energia, nutrição e desempenho humano**. 3.ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 1992. p.301.

MARKEE, J.E. Two-joint muscles of the thigh. *In*: RASH, P.J. **Cinesiologia e anatomia aplicada**. 7.ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 1991. p.30-158.

MATSUMOTO, T.; ITO, K.; MORITANI, T. The relationship between anaerobic threshold and electromyographic fatigue threshold in colleague women. **European Journal of Applied Physiology**, 63:1-5, 1991.

MIYASHITA, M.; KANEHISA, H.; NEMOTO, I. EMG related to anaerobic threshold. **Journal Sports Medicine**, v.21, p. 209-215, 1981.

MOORE, M.A.; HUTTON, R.S. Eletromyographic investigation of muscle strenching techniques. **Medicine and Science in Sports and Exercise**, Madison, v.12, n.5, p.322-329, 1980.

MORITANI, T.; TAKASHI, T. MATSUMOTO, T. Determination of maximal power output at neuromuscular fatigue threshold. **Journal Applied Physiology**, v.31, p. 1729-1734, 1993.

MUSSETI, R. **Estudo comparativo entre os métodos de treinamento dinâmico e estático empregados no desenvolvimento da resistência e força musculares abdominais**. Ribeirão Preto, 1991. 109p. Dissertação (Mestrado em Educação Física) - Universidade de Ribeirão Preto.

NILSSON, J.; TESCH, P.; THORSTENSSON, A. Fatigue and EMG of repeated fast voluntary contractions in man., **Acta Physiology Scandinavia** , 101(2): 194-98, 1977.

NICOL, C.; KOMI, P. V.; MARCONNET, P. Effects of marathon fatigue on running Kinematics and economy. **Scandinavian Journal Medicine Science Sports**, v.1, p.195-204, 1991.

NOBLE, L.; McCRAW, L.W. Comparative effects of isometric and isotonic training programs on relative-load endurance and work capacity. **Research Quarterly of the American Association for Health, Physical, Education and Recreation**, Washington, v.44, p.96-108, 1973.

O`RAHILY, R. **Anatomia humana básica**: um estudo regional da estrutura humana. Rio de Janeiro: Interamericana, 1985. p.15, 91, 124.

PAULA, J.C. Teste abdominal de Paula. **Sprint**, Rio de Janeiro, v.52, p.13-15, 1991.

PAVLAT, J.D.; HOUSH, T.J.; JOHNSON, G.O.; ECKERSON, J.M. An examination of the electromyographic fatigue threshold test. **European Journal of Applied Physiology**, v.67, p.305-308, 1993.

PETROFSKY, J.S.; LIND, A.R. The influence of temperature on the amplitude and frequency components of the EMG during brief and sustained isometric contractions. **European Journal of Applied Physiology**. N.44, p.189-200, 1980.

PORTNEY, L. Eletromiografia e testes de velocidade de condução nervosa. *In*: O`SULLIVAN, S.B.; SCHMITZ, T. J. **Fisioterapia**: avaliação e tratamento. 2.ed. São Paulo: Manole, 1993. cap.10, p.183-223.

POTVIN, J.R.; NORMAN, R.W. Quantification of erector spinae muscle fatigue during prolonged dynamic lifting tasks. **European Journal of Applied Physiology**, (67): 554-562, 1993.

PRICE, T.B.; KENNAN, R.P.; GORE, J.C. Isometric and dynamic exercise studied with eco planar magnetic resonance imaging (MRI). **Medicine and Science in Sports and Exercise**, Madison, v.30, n.9, p.1374-1380, Sept. 1998.

RASH, P.J. **Cinesiologia e anatomia aplicada**. 7.ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 1991. p.30-158.

RASO, V.; ANDRADE, E.L.; MATSUDO, S.M.; MATSUDO, V.K.R. Exercícios com pesos para mulheres idosas. **Revista Brasileira de Atividade Física e Saúde**, Londrina, v.2, p.17-26, 1997.

ROSENTSWIEG, J.; HINSON, M.M. Comparison of isometric, isotonic and isokinetic by electromyography. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**, Chicago, v.53, n.6, p.249-252, 1972.

SANT'ANNA, M.F. Estudo **eletromiográfico dos músculos biceps femuris (caput longum), semitendinosus e semimembranosus nos movimentos de flexão e extensão da perna em mesa flexora**. Piracicaba, 1988. 87p. Dissertação (Mestrado em Ciências) – Faculdade de Odontologia de Piracicaba, Universidade Estadual de Campinas.

SETTINERI, L.I.C. **Biomecânica: noções gerais**. São Paulo: Atheneu, 1988. p.164.

SOLOMON, R.L.; MICHELI, L.J. Technique as a consideration in modern dance injuries. *In*: RASH, P.J. **Cinesiologia e anatomia aplicada**. 7.ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 1991. p.30-158.

SÖLVEBORN, S.A. **Guia completo de alongamento**. Rio de Janeiro: Record, 1982. p.114, 116.

SOUZA, G.C. **Eletromiografia**: uma visão histórica. Uberlândia: Universidade Federal de Uberlândia. Departamento de Morfologia, 1998. p.4.

SPARTO, P.J.; PARNIANPOUR, M.; BIRIA, E.A.; JAGADEESH, J.M. Wavelet analysis of electromyography for back muscle fatigue detection during isokinetic constant-torque exertions. **Spine**, 1; 24(17):1791-8, 1999.

TAKAISHI, T.; ONO, T. YASUDA, Y. Relationship between muscle fatigue and oxygen uptake during cycle ergometer exercise with different ramp slope increments. **European Journal of Applied Physiology**, 65: 335-39, 1992.

THORSTENSSON, A.; KARSLSSON, J. Fatigability and fiber composition of human skeletal-muscle. **Acta Physiology Scandinavia**, 98(3): 318-22, 1976.

TORTOZA, C., & GONÇALVES, M. Montagem de um sistema de sinalização para aquisição simultânea de sinais eletromiográficos e cinematográficos. *In*: **Simpósio de Iniciação Científica e V Encontro Interno de Trabalhos Científicos da Unesp**, 1., Rio Claro, Resumos, 1993. p.98.

VERKHOSHANSKY, Y.V. **Força**: treinamento da potência muscular. Londrina: Centro de Informações Desportivas, 1996. p.187.

VERKHOSHANSKY, Y.V.; OLIVEIRA, P.R. **Preparação de força especial**. Rio de Janeiro: Grupo Palestra Sport, 1995. p.45.

VIITASALO, J.T. & KOMI, P.V. Interrelationships of EMG signal characteristics at different levels of muscle tension and during fatigue. **Electromyography and Clinical Neurophysiology**, v.18, p. 167-178, 1978.

WEINECK, J. **Anatomia aplicada ao esporte**. 3.ed. São Paulo: Manole, 1986. p.148.

WELLS, J.B.; JOKL, E.; BOHANEN, J. The effect of intense physical training upon body composition of adolescent girls. **Journal of the Association for Physical and Mental Rehabilitation**, 17: 63-72, 1973.

WIRHED, R. **Atlas de Anatomia do Movimento**. São Paulo: Manole, 1986, p. 1-28, 47-55.

WITTEKOPF, T.G.; SCHAAF, E. TAUBENHEIN, H. Use of electromiography for quantification of local muscular fatigue following a known strenght-endurance load. **Biomechanics V-A International Series on Biomechanics**, University Park Press, Baltimore, 1-A:185-193, 1975.

ZAKHAROV, A. **Ciência do treinamento desportivo**: adaptação científica. Tradução de Antônio Carlos Gomes. Rio de Janeiro: Grupo Palestra Sport, 1992. p.136.

ZATSIORSKY, V.M. **Ciência e prática do treinamento de força**. São Paulo: Phorte, 1999. p.22, 23.

*Baseada na NBR-6023 de ago. de 2000, da Associação Brasileira de Normas Técnicas (ABNT).

ANEXOS

ANEXO A - COMISSÃO DE ÉTICA EM PESQUISA: parecer consubstanciado

O projeto de pesquisa intitulado "Comportamento Eletromiográfico dos Músculos Bíceps da Coxa, Semitendinoso, Gastrocnêmio Lateral Durante Teste de Contrações Resistidas e Isométrica" se encontra adequadamente quanto a estrutura do protocolo. O mesmo denota justificativa clara quanto a necessidade da realização do estudo frente a sociedade, bem como dos benefícios direcionados a população em questão a partir da revisão de literatura realizada, a qual sustenta as hipóteses levantadas.

A metodologia e materiais que serão utilizados no estudo em questão, são expostos de forma clara e objetiva descrevendo as características da amostra e as condições necessárias para a realização, da pesquisa em questão. O termo de consentimento releva as questões pertinentes ao mesmo, fazendo uso de uma linguagem simples, a qual demonstra ao sujeito a metodologia implicada, os riscos e benefícios direcionados ao mesmo, levando em consideração a liberdade de participação bem como do sigilo e privacidade quanto aos resultados obtidos.

ANEXO B - DECLARAÇÃO DO COMITÊ DE ÉTICA (COMET), DA
UNIVERSIDADE DE RIBEIRÃO PRETO

UNAERP

Universidade de Ribeirão Preto

DECLARAÇÃO

Declaro, para os devidos fins, que o Professor KLEBER PARADA, apresentou o projeto intitulado "COMPORTAMENTO ELETROMIOGRÁFICO DOS MÚSCULOS BICEPS DA COXA, SEMITENDINOSO E GASTROCNEMIO LATERAL DURANTE TESTE DE CONTRAÇÕES ISOTONICAS RESISTIDA E ISOMETRICA" para esta Comissão, e teve **parecer favorável ao mesmo**.

Ribeirão Preto, 28 de Março de 2001

Profª.Drª: Eneida P. dos Santos Aguiar

Presidente da CEP - UNAERP

PABX (0xx16) 603 7000

Av. Costabile Romano, 2201

Cep 14096-380 Ribeirão Preto São Paulo

Site da Universidade: www.unaerp.br

Anexo C - TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO

Declaro estar ciente de que os objetivos da pesquisa “ESTUDO ELETROMIOGRÁFICO DOS MÚSCULOS BÍCEPS DA COXA (CABEÇA LONGA), SEMITENDÍNEO E GASTROCNÊMIO (CABEÇA LATERAL), DURANTE TESTES DE CONTRAÇÃO ISOMÉTRICA”, é analisar o comportamento eletromiográfico através de testes isométricos para os músculos posteriores da coxa e perna, em mesa flexora unilateralmente, não havendo método alternativo tão seguro quanto esse para tal análise.

Quanto a justificativa do projeto, compreendi que o exercício físico representa um estímulo importante para o desenvolvimento da força e resistência do grupo de músculos posteriores de coxa e perna que a avaliação através de testes é de fundamental importância para a sua realização a fim de individualizar o trabalho. Como existem poucas pesquisas que avaliem o comportamento da contração isométricas na EMG e fadiga no desenvolvimento da força e da resistência justifica-se a necessidade da realização deste trabalho.

Quanto aos procedimentos que serão utilizados na pesquisa, estou ciente que serei submetido a análise eletromiográfica dos músculos posteriores da coxa e perna com eletrodos de superfície de forma não-invasiva e indolor e que os testes isométricos serão realizados e devidamente orientados antes do início da pesquisa onde realizaremos previamente um outro teste de carga máxima 1-RM com riscos mínimos e não apresentam nenhuma contra-indicação, já que os testes serão individualizados adequando os voluntários aos mesmos. Tenho conhecimento que realizarei um teste um isométrico a 50%, 60% e 70% da carga máxima, durante dois dias nos padrões de movimento de flexão de joelho em duas horas de duração no laboratório, incluindo o tempo dos intervalos para recuperação dos músculos.

Antes que qualquer procedimento seja realizado terei todo tipo de orientação necessária. Quanto aos riscos possíveis de ocorrer durante a pesquisa, entendi que estes são mínimos, pois o exame eletromiográfico com eletrodo de superfície é indolor e não contém nenhum tipo de contra-indicação, assim como o teste isométrico, porém tenho claro que por se tratar de um programa de treinamento com carga, apesar da escolha de um método seguro referido pela literatura e do ajuste da carga ser individual e específica, poderei apresentar cansaço muscular e ter algum tipo de lesão músculo-esquelética ou dores musculares, durante o desenvolvimento das atividades físicas.

Se por alguma eventualidade ocorrer algum dano a minha saúde, referente aos procedimentos da pesquisa e durante a realização da mesma, receberei a indenização necessária para a reparação do dano.

Estou ciente que essa pesquisa não acarretará benefícios diretos, mas que meus dados contribuirão para um melhor entendimento do assunto pesquisado. Os dados obtidos durante este trabalho serão mantidos em sigilo, e não poderão ser consultados por outras pessoas, sem minha autorização por escrito. Por outro lado, poderão ser usados para fins científicos, resguardando minha privacidade.

Durante toda a pesquisa terei o acompanhamento e assistência necessários dos pesquisadores responsáveis para qualquer necessidade referente aos procedimentos. O principal investigador é a Prof^a.Dr^a: Darcy de Oliveira Tosello e seu endereço para contato é Av: Limeira, nº-901, cep:13414-900 depto de morfologia tel: 019-3412-5334. Como a pesquisa não terá nenhum custo para mim, não haverá necessidade de ressarcimento de despesas. Estando com alguma dúvida sobre a ética ou querendo considerar sobre o assunto, entrarei em contato com o Comitê de ética em pesquisa CEP: 14096-380, Av: Costabile Romano, Nº 2201, Tel: 607-3000.

Estou ciente que posso recusar a participar da pesquisa ou retirar meu consentimento em qualquer fase da mesma sem penalidade alguma e sem nenhum prejuízo.

Acredito ter sido suficientemente informado a respeito das informações que li e ficaram claros para mim quais são os propósitos do estudo, os procedimentos a serem realizados, seus desconfortos e riscos, as garantias de confiabilidade e de esclarecimentos permanentes. Ficou claro também que minha participação é isenta de despesas e que tenho garantia do acesso hospitalar quando necessário. Concordo voluntariamente em participar deste estudo e poderei retirar meu consentimento a qualquer momento, antes ou durante o mesmo, sem penalidades ou prejuízos ou perdas de qualquer benefício que eu possa ter adquirido, ou no meu atendimento neste serviço.

Ribeirão Preto, 25 de novembro de 2000

Responsáveis:

Prof^a.Dr^a: Darcy de Oliveira Tosello
Orientadora

Kleber Parada
Mestrando

CIC (103430198-50)/RG(18660306)

Prof. Dr. Mauro Gonçalves
Co-Orientador

Voluntário

RG - Voluntário

Declaro que obtive de forma apropriada e voluntária o consentimento livre e esclarecido desde paciente ou representante legal para a participação neste estudo.